

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра електронних приладів та пристроїв

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ Л.Д. Писаренко
“ ” _____ 201__ р.

Дипломний проект

освітньо-кваліфікаційного рівня «Бакалавр»

(назва ОКР)

з спеціальності :

171- Електроніка

Спеціалізація:

Електронні прилади та пристрої

на тему: «Електронний аналізатор моніторингу серцебиття»

Виконав:

студент III курсу, гр. ДЕ-пб1

_____ Скуратовський Владислав Ігорович

(прізвище, ім'я, по батькові)

_____ (підпис)

Керівник доцент кафедри, к.т.н. Кобак Микола Миколайович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Консультанти: доцент кафедри, к.т.н. Михайлов Сергій Ростиславович

Нормоконтроль доцент кафедри, к.т.н. Чадюк Вячеслав Олексійович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Рецензент доцент кафедри, ЗТ іі РІ, к.т.н. Лазебний В.С

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному проекті
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ – 2019

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Факультет Е л е к т р о н і к и
Кафедра Електронні прилади та пристрої
Освітньо-кваліфікаційний рівень: Бакалавр
Спеціальність: 171 – Електроніка
Спеціалізація : Електронні прилади та пристрої

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри, проф., д.т.н.
_____ Л.Д.Писаренко
« ____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студенту

Скуратовському Владиславу Ігоровичу

- 1. Тема проекту** «Електронний аналізатор моніторингу серцебиття»
і керівник проекту доцент кафедри, к.т.н. Кобак Микола Миколайович
затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р., № 1404- С
- 2. Строк подання** студентом проекту « 11 » червня 2019 р.
- 3. Вихідні дані до проекту:** Діапазон напруги живлення від 5 до 15В, струм споживання до 800мкА, використання інтерфейсу RS-232 для з'єднання з комп'ютером.
- 4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки:** Сучасна електрокардіографія, розробка аналізатора моніторингу серцебиття, розробка друкованої плати, розробка програмного забезпечення.
- 5. Перелік графічного матеріалу:** Електрична структурна та принципова схеми, друкована плата та складальне креслення (пристрою, що розробляється).
- 7. Дата видачі завдання** _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів дипломного проекту	Строк виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд науково-технічної літератури по системам та методам електрокардіографії	15.04.2019 – 22.04.2019	
2	Розробка структурної та електричної принципової схеми пристрою. Вибір елементної бази	23.04.2019– 29.04.2019	
3	Конструктивно – технологічний розрахунок друкованої плати пристрою	30.04.2019– 04.05.2019	
4	Розробка друкованої плати та складального креслення друкованої плати пристрою	05.05.2019– 17.05.2019	
5	Технологія виготовлення друкованої плати пристрою	05.05.2019– 17.05.2019	
6	Розробка конструкторської документації на пристрій	18.05.2019– 22.05.2019	
7	Програмна реалізація пристрою. Розробка алгоритму роботи	23.05.2019– 24.05.2019	
8	Розрахунок параметрів та характеристик пристрою	25.05.2019– 26.05.2019	
9	Оформлення пояснювальної записки, креслення, плакатів з формулами та графіками, підготовка доповіді	27.05.2019	

Студент гр. ДЕ-п61 _____ Скуратовський В.І

Керівник проекту _____ Кобак М. М.

[illegible]

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту

на тему: «Електронний аналізатор моніторингу серцебиття»

Київ – 2019

РЕФЕРАТ

Електронний аналізатор моніторингу серцебиття

Дипломний проект освітньо-кваліфікаційного рівня «Бакалавр» спеціальності 171- Електроніка, спеціалізації – Електронні прилади та пристрої. Скуратовського В.І КПІ ім. Ігоря Сікорського. Факультет електроніки, кафедра «Електронні прилади та пристрої». Група ДЕ-пб1. – К.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – _____ с., іл. _____, табл. ____.

Ключові слова: ЕКГ, портативні прилади.

Короткий зміст роботи: В дипломному проекті представлено огляд науково-технічної літератури по приладам для реєстрації серцевих скорочень. Показано перспективи використання електрокардіографа на пацієнтах, данні стану яких необхідно знімати в умовах щоденної активності людини з подальшим аналізом отриманого запису. Пристрій є портативним, та планується в використанні по методу Холтера – неперервний запис ЕКГ на протязі періоду від 24 годин до 7 днів.

Були проведені розрахунки надійності та технологічності, за якими оцінювалась реалізація пристрою.

Розроблена конструкція пристрою, електрична структурна та принципова схеми аналізатора моніторингу серцебиття. Даний прилад має наступні характеристики:

- малі габарити;
- Використовувати малі потужності для роботи;
- Резервна система роботи пристрою без заміни компонентів;
- Працювати в тих умовах, в яких перебуває людина на протязі дня;
- Легкий доступ до даних записаних за певний період;
- В екстреному випадку працювати як стаціонарний ЕКГ (вивід даних на папір або комп'ютер).

АНОТАЦІЯ

В дипломному проекті представлено огляд науково-технічної літератури по приладам для реєстрації серцевих скорочень. Показано перспективи використання електрокардіографа на пацієнтах, данні стану яких необхідно знімати в умовах щоденної активності людини з подальшим аналізом отриманого запису. Пристрій є портативним, та планується в використанні по методу Холтера – неперервний запис ЕКГ на протязі періоду від 24 годин до 7 днів.

Були проведені розрахунки надійності та технологічності, за якими оцінювалась реалізація пристрою.

Розроблена конструкція пристрою, електрична структурна та принципова схеми аналізатора моніторингу серцебиття. Даний прилад має наступні характеристики:

- малі габарити;
- Використовувати малі потужності для роботи;
- Резервна система роботи пристрою без заміни компонентів;
- Працювати в тих умовах, в яких перебуває людина на протязі дня;
- Легкий доступ до даних записаних за певний період;
- В екстреному випадку працювати як стаціонарний ЕКГ (вивід даних на папір або комп'ютер).

S U M M A R Y

The diploma project presents an overview of scientific and technical literature on devices for the registration of cardiac contractions. The prospects of using an electrocardiogram in patients are shown, the state of which should be written in the conditions of daily human activity with the further analysis of the received record. The device is portable, and it is planned to use the Holter method - a continuous recording of the ECG for a period of from 24 hours to 7 days.

The calculations of reliability and technology were carried out, which evaluated the implementation of the device.

The design of the device, the electrical structural and principle diagram of the heart rate monitor analyzer have been developed. This appliance has the following functions:

- Small dimensions;
- Use small power to operate;
- Back-up system of the device without replacement of components;
- Work in the conditions in which a person lives during the day;
- Easy access to data recorded for a certain period;
- In an emergency, work as a stationary ECG (output of data to a paper or computer).

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	11
ВСТУП.....	12
1. СУЧАСНА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ.....	15
1.1 Методи аналізу ЕКГ	15
1.1.1 Фізичні основи електрокардіографії.....	15
1.1.2 Основні методи аналізу ЕКГ	16
1.1.3 Аналіз ЕКГ в роботі для людей під впливом навантаження	23
1.1.4 Холтерівське моніторингування.....	24
1.2 Принципи побудови пристроїв ЕКГ	26
1.2.1 Принцип роботи електрокардіографа	26
1.2.2 Аналіз портативних приладів ЕКГ на ринку.....	28
Висновки до розділу 1	30
2. РОЗРОБКА АНАЛІЗАТОРА МОНІТОРІНГУ СЕРЦЕБИТТЯ	31
2.1. Розробка та опис структурної та принципової схеми приладу	31
2.1.1 AD8232 модуль зняття ЕКГ	33
2.1.2 Мікроконтроллер PIC16F873	34
2.1.3 Інструментальний підсилювач з однополярним живленням AD623.....	36
2.1.4 Підсилювач з диференціальним входом і високим вхідним опором.....	37
2.1.5 Датчик прискорення MMA7455L.....	38
2.1.6 Зовнішні датчики.....	39
2.1.7 Структура блоку живлення	40
2.1.8 Інтерфейс з'єднання з зовнішніми пристроями	41
2.2. РОЗРАХУНКИ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ	42
2.2.1 Розрахунок надійності приладу	42
2.2.2 Розрахунок технологічності пристрою	47

					ДП.171.061.007 ПЗ							
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата								
Розроб.		Скуратовський В.І.			«Електронний аналізатор моніторингу серцебиття»			Літ.	Арк.	Аркшів		
Перевірів		Кобак М. М.										
Т.контр.		Михайлов С.Р								11	77	
Реценз.		Лазебний В.С						«КПІ ім. Ігоря Сікорського», ФЕЛ, ЕПП, гр. ДЕ-п61				
Н.контр.		Чадюк В.О										
Затверд.		Писаренко Л.Д.										

Висновки до розділу 2	50
3. РОЗРОБКА ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ.....	51
3.1. Вибір типу друкованої плати	51
3.2. Вибір матеріалу друкованої плати	51
3.3 Вибір методу виготовлення друкованої плати.....	52
3.4 Програмний комплекс для розробки плат DipTrace.....	53
Висновки до розділу 3	55
4. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	56
4.1 Аналіз існуючих методів передачі даних	56
4.2 Способи збереження даних. Твердотільні накопичувачі.....	56
4.3 Способи з'єднання з комп'ютером. Програмні та апаратні елементи ..	58
4.4 Програмне забезпечення мікроконтроллера	59
4.5 Програмне забезпечення комп'ютера	63
Висновки до розділу 4	74
ВИСНОВКИ.....	75
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	77
Додаток А. Схема електрична принципова	
Додаток Б. Схема електрична структурна	
Додаток В. Друкована плата	
Додаток Г. Складальне креслення	
Додаток Д. Перелік елементів	
Додаток Е. Специфікація	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ЕКГ – електрокардиографія;

МК – мікроконтролер;

ДП – друкована плата;

ПК – персональний комп'ютер;

АЦП – аналогово – цифровий перетворювач;

ВДП - вузол на друкованій платі

ДП - друкована плата

ере - електрорадіоелемент

ТП - технологічний процес

ЧСС – число серцевих скорочень

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

У всьому світі населення старіє, водночас зростає потреба на медичні ресурси. До 2025 р. кожна п'ята особа у всьому світі, а це близько двох міль'ярдів людей загалом, матиме більше 60-ти років за оцінками населення ООН. Багато хто з цих людей живе в країнах, що розвиваються, де зростають стандарти життя, де також підвищують попит на медичні послуги для населення. Інтернет допомагає споживачам зробити більш інформований вибір, коли їм потрібна медична допомога. У певній мірі вирішення цієї проблеми ресурсу означає збільшення кількості лікарів, лікарень, фармацевтичних засобів та інших елементів, традиційно пов'язаних з медичним лікуванням. Але навіть у традиційному лікарняному середовищі ефективність ресурсів та обладнання повинна розвиватися відповідно до вимог. І хоча, можливо, необхідний медичний персонал і об'єкти є, існує також потреба в самостійно контролювати своє здоров'я. Нам доведеться навчитися жити здоровішим життям, поки ми шукатимемо нові рішення для вирішення величезних проблем охорони здоров'я, що стоять перед нами.

Без удосконалення технологій інтегральних схем (IC), неможливе поширення вимірювачів біопараметрів та електронного моніторингу здоров'я. Взагалі, ці сфери застосування підштовхують розробку IC до раніше недосяжних рівнів продуктивності. Але продуктивність - це лише одна з трьох напрямів вдосконалення в напівпровідниках, разом зі зменшенням розсіювання енергії та зниженням ціни. Просування по кожному з цих трьох векторів створює нові ринкові можливості. Ці досягнення допомагають технології швидко переходити від високотехнологічних систем до більш широкого використання. Тим часом цикл вдосконалення продовжується, оскільки нові технології знову розробляються для високопродуктивних систем. Цей розвиток відбувається сьогодні в багатьох галузях охорони здоров'я. Якщо подивитись на перші пристрої ЕКГ, вони були великогабаритні і непортативні, вимагали занурення кожної з кінцівок пацієнта у контейнери сольових розчинів, з яких була записана ЕКГ. Хоча основні принципи тієї епохи все ще використовуються сьогодні, електронна апаратура перетворилася з громіздких апаратів до компактної електронної системи, що використовується в лікарнях скрізь. Крім того, дана електронна апаратура набула поширення у широкому спектрі біологічних і біовимірювальних додатків за межами традиційної лікарняної обстановки, включаючи спортивні годинники та навіть ігрові системи, де частота серцевих скорочень використовується для виявлення емоційного стану гравця в режимі реального часу, коли змінюється режим гри. Оскільки поширення технологій продовжується, електронні системи, засновані на аналогових та вбудованих технологіях обробки даних, дозволяють людям включити біосенсиори та моніторинг здоров'я в їх життя. Часто ці пристрої здійснюють бездротовий зв'язок із застосуванням смартфонів або інших додатків, які обробляють, зберігають та відображають інформацію. Ці типи персональної біосенсорної електроніки є основною тенденцією у споживачів для використання в домашніх умовах. Ніколи

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

раніше не було так легко здійснювати самостійний моніторинг біологічних даних за допомогою електроніки, що носить. Електронні пристрої для використання в сфері охорони повинні бути надзвичайно малогабаритні та легкі, щоб була можливість носити їх з одягом або додавати їх у конструкцію портативних аксесуарів. Цим засобам електроніки також доведеться працювати протягом тривалого часу без підзарядки, оскільки навіть щоденне заряджання може зайняти занадто багато часу, що зумовить незручність їх використання. Для задоволення цих вимог, електронні схеми мають поєднувати високочутливе зчитування сигналу та високоточне перетворення сигналу в повністю інтегрованому аналоговому датчику для оптимізації системи. Якщо потрібна додаткова обробка даних, мікроконтролер надзвичайно малої потужності може зберігати алгоритми та виконувати необхідні розрахунки. Часто ці системи потребують бездротового зв'язку, щоб смартфон або інший пристрій мали доступ до інформації або відображати її та передавали її в центральну систему, де вона доступна медичному персоналу. Ці основні функції системи залежать від пристроїв, які регулюють використання енергії акумулятора. У деяких випадках інші мікросхеми можуть використовуватися для регулювання та накопичення енергії тепла або руху тіла користувача. Виходячи з цих вимог, розробляються нові технології, що дозволяють використовувати наступні покоління засобів для здоров'я, включаючи широкий спектр високо інтегрованих пристроїв для біологічних та інших сенсорних додатків. Додаткові технології включають широкий спектр мікроконтролерів з оптимізованим використанням енергії, технології бездротової передачі даних з малим використанням енергії (ZigBee та BLE), а також пристрої для збору енергії тепла та руху тіла.

Існують різні концепції корегування здоров'я людини, залишається тільки збір даних пацієнта. Такий моніторинг здоров'я найбільш повним буде вдома та в дорозі. Пристрої для спостереження за станом людини вже не є чимось інноваційним. Вже існують портативні пристрої для спостереження пульсу, гемоглобіну навіть кількості алкоголю в крові. Але вони не відображають загальний стан головного органу людини – серця.

Якщо глянути на ринок, вже є різноманітні пристрої для моніторингу серця. Можна побачити електрокардіографи для місцевого призначення, на 2-3 і більше електродів, але усі вони мають велику вагу, розміри, вартість при цьому не мають вбудованого джерела живлення. Можна подивитись на переносні пристрої, вони малогабаритні, мають малу вагу, але точність низька, а ціна дуже велика. Ніхто зі звичайних людей за такі кошти їх не купуватиме. Моїм завданням стояло створити економний пристрій який би не мав велику вартість, при цьому мав малу вагу, габарити та споживчу потужність, робив реєстрацію ЕКГ за певний період, а разом з ЕКГ відображалось положення людини та її температура (або будь-які інші данні з датчиків). Такий пристрій повинен керувати своє споживання, при цьому не бути занадто складним в реалізації.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

Основою пристрою є модуль AD8232. Він виконує функцію операційного підсилювача і понижувача шуму. Для роботи використовує три канали ЕКГ. Додатково в пристрій вбудований модуль AD623 - інструментальний підсилювач, він грає роль резервної системи підсилення, яку можна ввімкнути при необхідності. Є підтримка датчиків температури та положення тіла. Виміри передаються на мікроконтролер PIC16F873 де обчислюються, зберігаються данні на карту пам'яті, або можна передати їх на комп'ютер по інтерфейсу RS-232. Для роботи з даними, додатково розроблена програма на комп'ютер. Була розроблена система живлення, для роботи якої можна використовувати групу батарейок, сумарна напруга яких повинна бути в межах від 5 до 15В. Пристрій є портативним, та планується в використанні по методу Холтера – неперервний запис на протязі періоду від 24 годин до 7 днів.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						14
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

1. СУЧАСНА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

1.1 Методи аналізу ЕКГ

1.1.1. Фізичні основи електрокардіографії

Електрокардіографія – це метод графічної реєстрації з поверхні тіла змін електричного потенціалу, що виникають в період роботи серця.

Виникнення електричних потенціалів у міокарді пов'язано з рухом іонів через клітинну мембрану. У стані спокою зовнішня поверхня клітинної мембрани заряджена позитивно (переважають іони Na^+), а внутрішня – негативно (переважають іони K^+). У цих умовах клітка поляризована. На ЕКГ у цей момент реєструються т.зв. ізоелектрична лінія. Під впливом зовнішнього електричного імпульсу клітинна мембрана стає проникною для катіонів Na^+ , що через різницю концентрацій (зовні іонів Na^+ в 20 разів більше, ніж усередині клітки) спрямовуються усередину клітки і переносять туди свій позитивний заряд. Зовнішня оболонка даної ділянки клітинної мембрани заряджена негативно внаслідок переваги там аніонів. При цьому виникає різниця потенціалів між розташованими поруч позитивною і негативною ділянками поверхні клітки (реєструючий прилад зафіксує відхилення від ізолінії). Цей процес називається деполяризацією. Незабаром уся зовнішня поверхня клітки придбає негативний заряд, а внутрішня – позитивний (реєструюча крива повертається до ізолінії). Наприкінці періоду збудження клітинна мембрана стає більш проникною для катіонів K^+ і вони спрямовуються з клітки внаслідок різниці концентрацій (усередині клітки K^+ в 30 разів більше, ніж зовні, і зовнішня поверхня мембрани знову здобуває позитивний, а внутрішня – негативний заряд. Процес відновлення первісного заряду зветься реполяризацією. Описані процеси відбуваються під час систоли. Коли вся зовнішня поверхня зарядиться позитивно - буде знову зафіксована ізолінія, що відповідає діастолі. Під час діастолі відбувається повільний зворотний рух іонів K^+ і Na^+ , що практично не впливає на заряд клітки і на ЕКГ фіксується ізолінія.

У нормі збудження серця починається в синусовому вузлі (з частотою 60-80 імп/хв), потім воно поширюється на передсердя і через атріо-вентрикулярне з'єднання по пучку Гіса на шлуночки.

Запис ЕКГ проводиться за допомогою електрокардіографа, улаштованого за принципом гальванометра. Реєстрація здійснюється за допомогою електродів, що накладаються на різні ділянки тіла (один з електродів приєднаний до позитивного полюса, а інший до негативного). Електроди накладаються в такий спосіб: на праву руку – червоний[I], на ліву руку – жовтий[II], на ліву ногу – зелений[IV] і на праву ногу – чорний [III] (Рис 1.1b,c). Грудний електрод накладається безпосередньо на грудну клітку(Рис 1.1 а).

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

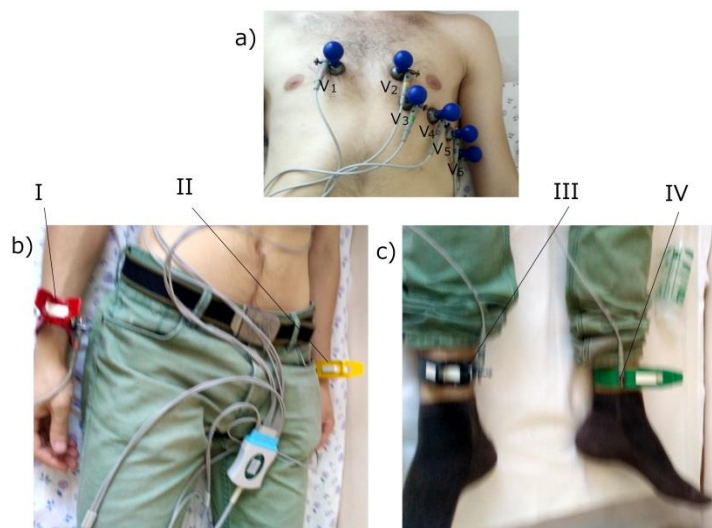


Рис. 1.1 Розташування електродів

Спроекований пристрій для даного диплому розрахований на використання за спеціальним методом моніторингу, його називають Холтерівське моніторінгування ЕКГ.

Цей метод електрофізіологічної інструментальної діагностики, який полягає в тривалій реєстрації ЕКГ в умовах щоденної активності пацієнта з подальшим аналізом отриманого запису. Дає можливість виявити порушення в роботі серця, навіть якщо вони трапляються дуже рідко, оскільки запис ЕКГ ведеться безперервно протягом 1-ї, 2-х, а за необхідності до 7-ми діб. Метод названий на честь американського дослідника Нормана Холтера, який запровадив радіоелектрокардіографію і вперше здійснив тривалу реєстрацію ЕКГ. Цей метод є неінвазивним і високоінформативним, він широко застосовується як у стаціонарних, як і в амбулаторних умовах для діагностики ішемічної хвороби серця (ІХС), порушень ритму та провідності серця, а також оцінки ефективності лікування серцево-судинних захворювань.

1.1.2. Основні методи аналізу ЕКГ

Зазвичай на ЕКГ можна виділити 5 зубців: Р, Q, R, S, Т (Рис 1.2). Іноді можна побачити малопомітну хвилю U. Зубець Р відображає процес деполяризації міокарда передсердь, комплекс QRS шлуночків, сегмент ST і зубець Т відображають процеси реполяризації міокарда шлуночків. Думки дослідників щодо природи виникнення зубця U розрізняються. Одні вважають, що він обумовлений реполяризацією папілярних м'язів або волокон Пуркінє; інші що пов'язаний з входженням іонів калію в клітини міокарда під час діастолі. На думку Горшкова-Кантакузена В. А., зубець U виникає внаслідок віднесення кров'ю частини заряду по коронарних артеріях. Зменшення або збільшення вмісту калію і магнію впливають на поширення заряду і його перенесення кров'ю.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

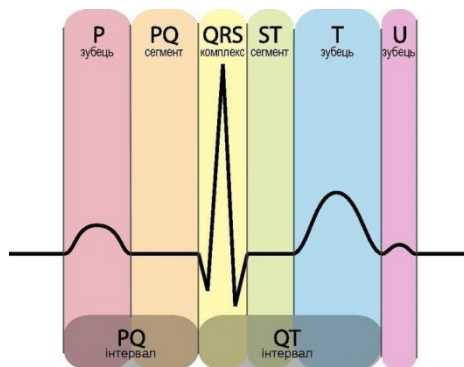


Рис.1.2 Зубці електрокардіограми

Регулярність серцевих скорочень оцінюється при порівнянні продовжності інтервалів R-R між послідовно зареєстрованими серцевими циклами. Регулярний, або правильний, ритм серця діагностується в тому випадку, якщо тривалість вимірюваних інтервалів R-R однакова і розкид отриманих величин не перевищує $\pm 10\%$ від середньої тривалості інтервалів R-R (рис. 1.3, а). В інших випадках діагностується неправильний (нерегулярний) серцевий ритм (рис.1.3, б, в). Число серцевих скорочень (ЧСС) при правильному ритмі визначають по таблицям (див. табл.1.1) або підраховують за формулою:

$$\text{ЧСС} = 60 : (R - R).$$

При неправильному ритмі підраховують число комплексів QRS, зареєстрованих за якийсь певний відрізок часу (наприклад, за 3 с). Помноживши цей результат в даному випадку на 20 ($60 : 3 \text{ з} = 20$), підраховують ЧСС. при неправильному ритмі можна обмежитися також визначенням мінімального і максимальних ЧСС. Мінімальна ЧСС визначається за тривалістю найбільшого інтервалу R-R, а максимальне - по найменшому інтервалу R-R.

Таблиця 1.1. Число серцевих скорочень (ЧСС) у залежності від тривалості інтервалу R- R

Тривалість інтервалу R—R, с	ЧСС в хв	Тривалість інтервалу R — R, с	ЧСС в хв
1,50	40	0,85	70
1,40	43	0,80	75
1,30	46	0,75	80
1,25	48	0,70	86
1,20	50	0,65	92
1,15	52	0,60	100
1,10	54	0,55	109
1,05	57	0,50	120
1,00	60	0,45	133
0,95	63	0,40	150
0,90	66	0,35	172



Рис. 1.3. Оцінка регулярності серцевого ритму і частоти серцевих скорочень.
а - правильний ритм; б, в - неправильний ритм.

Електрична вісь серця - це проекція середнього результуючого вектора QRS (А QRS) на фронтальну площину. Повороти серця навколо до задньої осі супроводжуються відхиленням електричної осі серця у фронтальній площині і істотною зміною конфігурації комплексу QRS в стандартних та посиленних однополюсних відведеннях від кінцівок. положення електричної осі серця в шести осевій системі Bayley кількісно виражається кутом α , котрий утворений електричною віссю серця і позитивною половиною осі I стандартного відведення.

Розрізняють такі варіанти положення електричної осі серця (рис. 1.4):

- Нормальне положення, коли кут α складає від $+30^\circ$ до $+69^\circ$;
- Вертикальне положення - кут α від $+70^\circ$ до $+90^\circ$;
- Горизонтальне - кут α від 0° до $+29^\circ$;
- Відхилення осі вправо - кут α від $+91^\circ$ до $\pm 180^\circ$;
- Відхилення осі вліво - кут α від 0° до -90° .

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

18

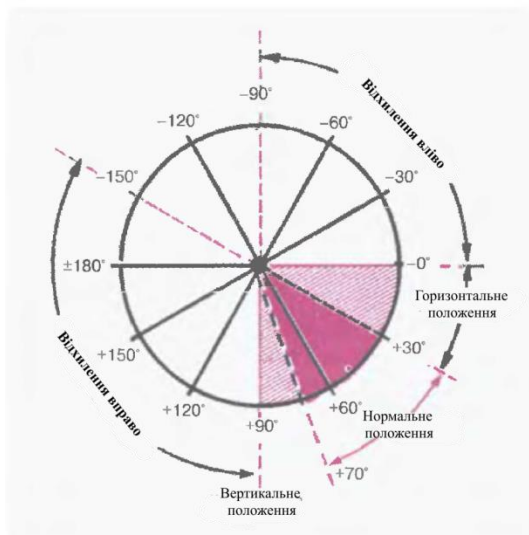


Рис. 1.4 Різні варіанти положення електричної осі серця

Грудні однополюсні відведення реєструють різницю потенціалів між активним позитивним електродом, встановленим в певних точках на поверхні грудної клітки, і негативним об'єднаним електродом Вільсона. Останній утворюється при з'єднанні через додатковий опір кінцівок (правої руки, лівої руки і лівої ноги), об'єднаний потенціал яких близький до нуля.

Зазвичай для запису ЕКГ використовують 6 загальноприйнятих позицій активних електродів на грудній клітці(рис. 1.1):

- Відведення V_1 - в IV міжребер'ї по правому краю грудина;
- Відведення V_2 - в IV міжребер'ї по лівому краю грудина;
- Відведення V_3 - між другою і четвертою й позицією;
- Відведення V_4 - в V міжребер'ї по лівій серединно-ключичній лінії;
- Відведення V_5 - на тому ж горизонтальному рівні, що і V_4 , по лівій передній пахвовій лінії.
- Відведення V_6 - по лівій середній пахвовій лінії на рівні V_4 .

Грудні відведення реєструють зміни ЕРС серця переважно в горизонтальній площині. Як показано на рисунку 1.5 вісь кожного грудного відведення утворена лінією, що з'єднує електричний центр серця з місцем розташування активного електрода.

Посилені відведення від кінцівок реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний позитивний електрод даного відведення, і середнім потенціалом двох інших кінцівок (рис. 1.5). В якості негативного електрода в цих відведеннях використовують так званий об'єднаний електрод Гольдбергера, який утворюється при з'єднанні через додатковий опір двох кінцівок.

Три посилені однополюсних відведення від кінцівок позначають таким чином:

aVR - посилене відведення від правої руки;

aVL - посилене відведення від лівої руки;

aVF - посилене відведення від лівої ноги.

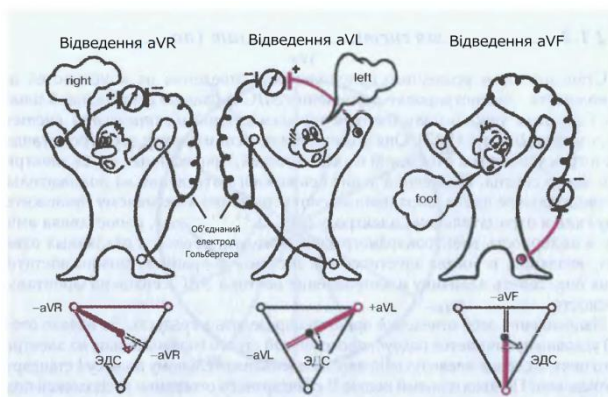


Рис. 1.5 Формування трьох підсилених відведення від кінцівок. Внизу трикутник Ейнтховена та розташування осі трьох підсилених відведення від кінцівок

Як видно на рисунку 1.5, осі посилених однополюсних відведень від кінцівок отримують, поєднуючи електричний центр серця з місцем накладання активного електрода даного відведення, тобто фактично - з однією з вершин трикутника Ейнтховена. Електричний центр серця як би ділить осі цих відведень на дві рівні частини: позитивну, звернену до активного електрода, і негативну, звернену до об'єднаного електрода Гольдбергера.

Запис ЕКГ здійснюють при спокійному диханні. Спочатку записують ЕКГ в стандартних відведеннях (I, II, III), потім в посилених відведеннях від кінцівок (aVR, aVL і aVF) і грудних відведеннях (V1 - V6). У кожному відведенні реєструють не менше 4 серцевих циклів (Рис 1.6). ЕКГ реєструють, як правило, при швидкості руху паперу 50 мм • с- 1. Меншу швидкість (25 мм • с- 1) використовують при необхідності більш тривалого запису ЕКГ, наприклад для діагностики порушень ритму.

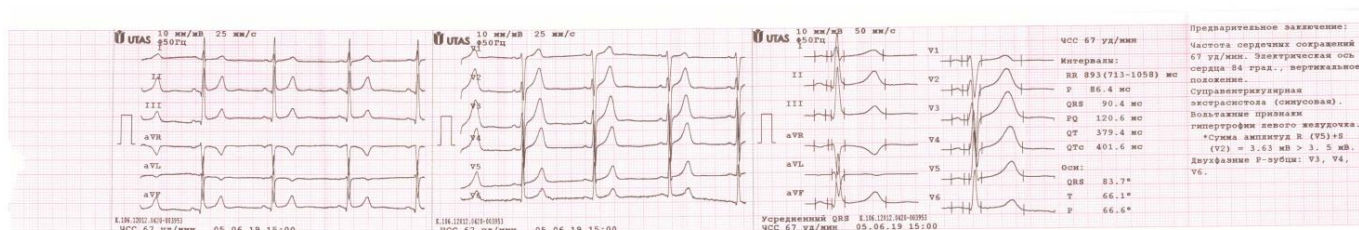


Рис. 1.6 Приклад показань звичайного медичного ЕКГ

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

20

Для визначення джерела збудження, або так званого водія ритму, необхідно оцінити хід збудження по передсердям і встановити відношення зубців Р до шлуночкових комплексів QRS (рис. 1.7).

1. Синусовий ритм (а):

- а) зубці Р позитивні і передують кожному шлуночковому комплексу QRS;
- б) форма всіх зубців Р в одному і тому ж відведенні однакова.

2. Передсердні ритми (з нижніх відділів) (б):

- а) зубці Р і РП негативні;
- б) за кожним зубцем Р слідує незмінений комплекс QRS.

3. Ритми з ЛВ-з'єднання (в, г):

- а) якщо ектопічний імпульс одночасно досягає передсердь і шлуночків, на ЕКГ відсутні зубці Р, які зливаються зі звичайними незмінними комплексами QRS;
- б) якщо ектопічний імпульс спочатку досягає шлуночків і тільки потім - передсердь, на ЕКГ реєструються негативні Рп і РШ, які розташовуються після звичайних незмінених комплексів QRS.

4. Шлуночковий (ідіовентрікулярний) ритм (д):

- а) всі комплекси QRS розширені і деформовані;
- б) закономірний зв'язок комплексів QRS і зубців Р відсутній;
- в) число серцевих скорочень не перевищує 40-45 уд. в хв.

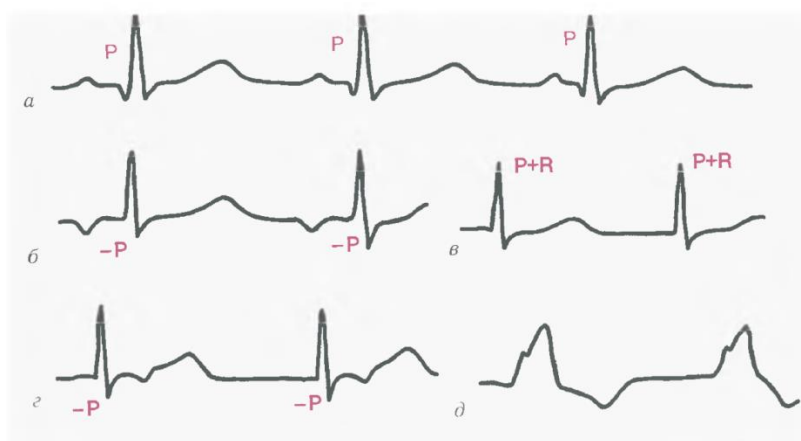


Рис. 1.7. Оцінка функції провідності по ЕКГ. Пояснення в тексті.

Для визначення положення електричної осі серця можна скористатися простим способом візуальної оцінки кута α . Метод заснований на двох принципах, викладених вище:

- 1 Максимальне позитивне (або негативне) значення алгебраїчної суми зубців комплексу QRS реєструється в тому ЕКГ-відведенні, вісь якого приблизно збігається з розташуванням електричної осі серця і середній результуючий вектор QRS відкладається на позитивну (або відповідно на негативну) частину осі цього відведення.
- 2 Комплекс типу RS або QR, де алгебраїчна сума зубців дорівнює нулю ($R = S$ або $R = Q + S$), записується в тому відведенні, вісь якого перпендикулярна електричній осі серця.

В таблиці 1.2 позначені відведення, в яких, в залежності від значень кута α , є максимальна позитивна, максимальна негативна алгебраїчна сума зубців комплексу QRS і алгебраїчна сума зубців, що дорівнює нулю.

Таблиця 1.2. Залежність алгебраїчної суми зубців в відведеннях від кінцівок від величини кута α

Кут α	Максимальне значення алгебраїчної суми зубців R і S ($S+Q$)		Комплекс QRS типу (QR) (алгебраїчна сума зубців рівна нулю)
	Додатний	Від'ємний	
+30°	I і II	aVR	III
+60°	II	aVR	aVL
+90°	aVF	aVL і aVR	I
+120°	III	aVL	aVR
+150°	III	aVL	II
+180°	aVR	I	aVF
0°	I	aVR	aVF
-30°	aVL	III	II
-60°	aVL	III	I і II
-90°	aVL і aVR	aVF	I

Загальна схема (план) розшифрування ЕКГ

I. Аналіз серцевого ритму і провідності:

- 1) оцінка регулярності серцевих скорочень;
- 2) підрахунок числа серцевих скорочень;
- 3) визначення джерела збудження;
- 4) оцінка функції провідності.

II. Визначення поворотів серця навколо переднезадньої, поздовжньої і поперечної осей:

- 1) визначення положення електричної осі серця у фронтальній площині;
- 2) визначення поворотів серця навколо поздовжньої осі;
- 3) визначення поворотів серця навколо поперечної осі.

III. Аналіз передсердного зубця P.

IV. Аналіз шлуночкового комплексу QRST:

- 1) аналіз комплексу QRS;
- 2) аналіз сегмента RS- T;
- 3) аналіз зубця T;
- 4) аналіз інтервалу Q- T.

V. Електрокардіографічне висновок.

1.1.3. Аналіз ЕКГ в роботі для людей під впливом навантаження

Система медичного відбору і оцінки стану здоров'я космонавтів, льотчиків, екіпажів підводних апаратів і інших піддослідних під тиском, передбачає проведення корегування фізичного стану (КФВ) з певною періодичністю, а також використання спеціальних методів і критеріїв оцінки функціональних показників організму людини. Залежно від характеру професійної діяльності, тривалості перебування в замкнутому просторі і діагностичних можливостей ці методи, як правило, досить інформативні, хоча і не завжди чутливі і специфічні, щоб швидко оцінити стан людини в цих умовах. Найбільшу цінність в таких умовах представляють прості і легко здійснимі методики. Обстежувані, які пройшли спеціальну медичну комісію, надягали спеціальні пояса для запису ЕКГ, амплітуди і частоти дихання і піднімалися в барокамері ГБК-63 на висоту 5000 м, залишаючись на цій висоті протягом 30 хв. Швидкість підйому і спуску становила 15 м / сек. Перед підйомом, потім на 1-й, 15-й і 28-й хвилини перебування на висоті 5000 м, а також відразу після спуску у обстежуваних реєстрували ЕКГ в стандартних і грудних відведеннях, частоту і амплітуду дихання, артеріальний тиск.

Проведено аналіз 150 записів ЕКГ (у 140 чоловіків і 10 жінок у віці від 22 до 55 років, вагою від 55 до 90 кг, нормальної статури). Перед «підйомом» в барокамері у обстежуваних проводився забір крові з вени для біохімічного аналізу. Амплітуда зубців ЕКГ в стандартних відведеннях вимірювалася в мм. Альтернація зубця R і її кореляція з деякими біохімічними показниками проводилася з використанням Байєсівської теорії рішень при багатовимірних розподілах. Був використаний пакет статистичних програм STATISTICA V5.5A © STATSOFT.

При щорічному обстеженні в барокамері у одній частині обстежуваних систематично зазначалося зміна амплітуди зубця R під час їх перебування на «висоті», в іншій - ці зміни реєструвалися при цих обстеженнях щорічно, у третій - зрідка. У свою чергу, при кластерному аналізі періодично змінюються амплітуд R, все обстежувані розділилися на дві самостійні групи: з великою і малою амплітудою зубців. У групі з малою величиною зміни амплітуди зубця R відхилення від вихідних біохімічних показників відзначено з боку глюкози, холестерину, непрямого білірубіну, лактатдегідрогенази, креатиніну, аспартат- і аланін-трансфераз, ліпопротеїдів низької щільності. У групі з більшою величиною зміни амплітуди зубця R відхилення від вихідних показників було зареєстровано для тригліцеридів, глютамат-трансферази, сечовини, сечової кислоти, загального білка, протромбіну, креатинфосфокінази і ліпопротеїдів високої щільності. Статистичний аналіз показав, що через велику дисперсії різниці перерахованих біохімічних показників у 1-й групі можна говорити тільки про тенденцію до відхилення від норми. У 2-ої групи перераховані вище показники достовірно

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відрізнялися від вихідних показників. Отримані дані дозволяють припустити ймовірну роль перерахованих вище біохімічних субстратів у формуванні альтернації (*) зубця R електрокардіограми. Проаналізована в даному дослідженні альтернація зубця R може свідчити про неспецифічної реакції серцево-судинної системи на вплив зовнішніх факторів середовища, опосередковане біохімічними зрушеннями. Виявлений феномен може бути використаний як додатковий тесту медичного контролю в екстремальних умовах.

Правильна інтерпретація ЕКГ вимагає суворого дотримання методики її аналізу, тобто проведення аналізу за певними методами. Аналіз ЕКГ повинна передувати перевірці правильності її реєстрації: відсутність перешкод, що викликають спотворення елементів кривої, відповідність амплітуди контрольного мілівольта (***) 10 мм і т.д. Попередньо слід також оцінити швидкість руху паперу при реєстрації ЕКГ. Для цього можна орієнтуватися на комплекс QRS: при швидкості механізму протягування стрічки 50 мм / с ширина його становить близько 5 мм, при швидкості 25 мм / с - 2-3 мм.

Таким чином, при обстеженні людини в певних умовах, показники здорової людини можуть систематично бути видозмінені, що тільки підтверджує факт проведення довгосрочних записів ЕКГ.

(*)Альтернація серця – порушення скоротливої функції серця, що проявляється в регулярному чергуванні відносно сильних скорочень зі слабшими.

(***)Стандартне відхилення ізоелектричної лінії (контрольний мілівольт) - це 1 см = 1 мВ, якщо значення контрольного мілівольта більше або менше 1 см, тоді вимірювання амплітуди зубців необхідно скоригувати відповідно до формули: скоригована амплітуда зубця (в мм) = амплітуда зубця (в мм) × 10 мм / амплітуда контрольного милливольт (в мм).

1.1.4. Холтерівське моніторування

Добове моніторування електрокардіограми та артеріального тиску (Холтерівське моніторування).

Цей метод дослідження допоможе спеціалістам діагностувати серцево-судинні захворювання та порушення ритму роботи серця, протягом доби слідкувати за серцевим ритмом і артеріальним тиском.

Моніторування АТ протягом доби і більше може використовуватися для діагностики контролю ефективності лікування артеріальної гіпертензії (АГ), для вивчення впливу на АД різних стресових ситуацій, режиму харчування, прийому алкоголю, куріння, фізичних навантажень, супутньої лікарської терапії і т. д.

Дає можливість діагностувати ті порушення, що неможливо виявити звичайною ЕКГ – порушення ритму, періоди зниження трофіки міокарду; виявити нічну гіпертензію, що є дуже небезпечною та сприяє розвиткові порушень коронарного кровообігу; виявити причину періодичного головокружіння та втрати свідомості.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для цього використовується спеціальний апарат, який носить пацієнт протягом доби (що не порушує звичайний ритм життя) – холтер. Сучасний холтер дозволяє ефективно зібрати інформацію про стан хворого шляхом цілодобового моніторування.

Суть методики

Дослідження полягає в безперервній реєстрації електрокардіограми протягом 24 і більше годин (48, 72 години, іноді до 7 діб). Запис ЕКГ здійснюється за допомогою спеціального портативного апарату - рекордера (реєстратора), який пацієнт носить із собою (на ремені через плече або на поясі). Запис ведеться по 2, 3 або більше каналах (до 12 каналів). До сих пір найбільш поширені саме 2- і 3-канальні реєстратори. У ряді випадків є можливість при трьох канальному записі отримати математично відновлену ЕКГ 12 каналів, що може бути корисно при топічній діагностиці екстрасистол. Однак така «відновлена» ЕКГ і запис 12-канального реєстратора може не збігатися з поверхневою ЕКГ 12 відведень, знятої стандартним методом, тому дані холтерівського запису (у тому числі істинного 12-канального) не можуть замінити звичайної ЕКГ. Залежно від способу зберігання запису, ЕКГ реєстратори підрозділяються на реєстратори на магнітній стрічці і з електронною пам'яттю; в залежності від обсягу інформації, що зберігається ЕКГ бувають з безперервною записом і з записом фрагментів (подій).

Процедура дослідження

Для здійснення контакту з тілом пацієнта використовуються одноразові клейкі електроди. Важлива для якісного запису підготовка поверхні шкіри: збривають волосся в місці кріплення електродів, шкіру знежирюють. Потім шкіру протирають спиртом, просушують і наклеюють електроди. Найкращі результати дають спеціальні електроди для тривалого моніторування з так званим «твердим гелем», тобто з електролітним гелем, який під дією тепла тіла пацієнта зменшує в'язкість.

Під час дослідження пацієнт веде свій звичайний спосіб життя (працює, робить прогулянки і т.п.), Відзначаючи в спеціальному щоденнику час і обставини виникнення неприємних симптомів з боку серця, прийом ліків і зміну видів фізичної активності. При цьому лікар може дати пацієнту завдання, наприклад, піднятися на певну кількість ступенів і позначити завдання як виконане натисканням кнопки на моніторі. Таким чином лікар зможе проаналізувати зміну роботи серця під час фізичної активності.

Аналіз результатів

Аналіз отриманого запису здійснюється на дешифраторі, яким зазвичай слугує комп'ютер з відповідним ПЗ. Сучасні реєстратори можуть самі здійснювати первинну класифікацію записаної ЕКГ, що дозволяє прискорити процес її остаточної розшифровки лікарем на комп'ютері. Слід зауважити, що будь-яка автоматична класифікація ЕКГ недосконала, тому будь-який холтерівський запис повинен бути переглянутий і відкоригований лікарем. Загальноприйнятого

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

сформульованого стандарту на розшифровку не існує, однак там обов'язково повинні бути вказані:

- Відомості про ритмі серця: його джерело (джерела) і частоти;
- Відомості про порушення ритму: екстрасистолах надшлуночкових і шлуночкових (із зазначенням кількості, морфології та інших особливостей), пароксизмах аритмій;
- Відомості про паузах ритму;
- Відомості про зміни інтервалів PQ і QT, якщо ці зміни мали місце, відомості про зміни морфології комплексу QRS, обумовлених порушеннями внутрішньо шлуночкової провідності;
- Відомості про зміни кінцевої частини шлуночкового комплексу (сегмента ST) і про зв'язок цих змін з фізичною активністю пацієнта і його відчуттями по щоденнику;
- Відомості про роботу штучного водія ритму - якщо він є;
- Виявлені особливості або патологія повинні бути проілюстровані роздруківками ЕКГ за відповідний період моніторингу.

Покази

Показами для проведення холтерівського моніторингу є такі ситуації:

- Порушення ритму та провідності серця;
- Раннє виявлення ішемії міокарда – у чоловіків старше 35 років та жінок старше 40 років виконується один раз на три роки, у кардіологічних пацієнтів – раз на рік;
- Ведення контролю антиаритмічної терапії;
- Ведення контролю антиішемічної терапії (до проведення лікування і через три тижні після нього);
- При супутніх синдромах і станах (хвороби щитоподібної залози, тиреотоксикозі; високий рівень холестерину; планована вагітність);
- При вагітності на будь-якому терміні (одноразово).

1.2 Принципи побудови пристроїв ЕКГ

1.2.1 Принцип роботи електрокардіографа

Будь який електрокардіограф конструктивно можна поділити на такі елементи:

- Блок каналів;
- Блок фільтрів;
- Блок підсилення;
- Блок аналізу та перетворення сигналу в цифру;
- Відображення показань;
- Блок живлення.

Тепер про кожен блок окремо.

Блок каналів це той елемент у пристрої, який збирає усі сигнали з електродів. Саме за участю цього блоку і розділяють кардіографи як одно каналні та

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

багатоканальні (трьох, п'яти і т.д.). Як зрозуміло з назви, чим більше каналів, тим точніший результат. Однак не у всіх випадках є можливість використовувати п'яти каналні кардіографи, для цього треба надійно та у спокійному стані використовувати прилад, бо якщо якийсь електрод стане не так як треба, то він буде псувати показання. Тому в машинах швидкої допомоги найчастіше (бажано щоб так) використовують одно або трьох каналні електрокардіографи. У трьох каналних, другий канал використовується як джерело шуму, або як його частіше називають Driven Right Leg Circuit або скорочено DRL про це у наступному блоці.

Блок фільтрів це той елемент за допомогою якого пристрій може відокремити наводки ззовні та шуми які створюються іншими органами. Частково це гальванічна розв'язка, але для електрокардіографа, який обробляє мілівольти, цього буде недостатньо. У електрокардіографах з більше одного каналу, використовують такий елемент як «Закріплений правий ланцюг ноги» або схема DRL - це електрична схема, яка часто додається до підсилювачів біологічного сигналу для зменшення взаємних перешкод. Підсилювачі біологічного сигналу, такі як ЕКГ (Електрокардіограма) ЕЕГ (Електроенцефалограма) або ЕМГ-схеми, вимірюють дуже малі електричні сигнали, що випромінюються тілом, часто так само як кілька мікрівольт (мільйонні частки вольта). На жаль, тіло пацієнта може також виступати як антена, яка засвоює електромагнітні перешкоди, особливо шум 50/60 Гц від ліній електропередачі. Це втручання може затьмарити біологічні сигнали, що робить їх дуже важкими для вимірювання. Схеми правого драйвера нога використовуються для усунення перешкод за допомогою активного скасування перешкод.

Блок підсилення являє собою підсилювач, який підсилює сигнал в 1000 разів, при цьому повинен мінімально шумити. Загалом для таких мір, сьогодні використовують операційні підсилювачі, побудовані на польових транзисторах. Можливо використання груп з ОП.

Блок аналізу та перетворення сигналу в цифру загалом це окремі елементи, так як вхідний сигнал, який вже був очищений та підсилений, може бути заміряний гальванометром або повинен бути перетворений в цифру, (можна перед цим відправити на друк), для перетворення використовують АЦП. Сучасні АЦП у кардіографах побудовані на 12-розрядах або більше. Аналіз вже цифри (або якщо АЦП використовується мікроконтроллера) виконує мікроконтроллер, який формує певний вид сигналу, додає показання датчиків, після чого відправляє його до наступного блоку.

Відображення показань відбувається різними методами. У багатьох ЕКГ можна відправити на друк, або на запис до комп'ютера (різномаїття достатньо велике).

Та який це би був пристрій без блоку живлення, для ЕКГ живлення повинно бути ізольованим від компонентів аналізу, на випадок наводок. Повинно бути стабільним.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2.2 Аналіз портативних приладів ЕКГ на ринку

На сьогодні існує багато різноманітних видів електрокардіографа, від стаціонарних до портативних. ЕКГ Холтера не виключення. Функціонально вони можуть бути як модулями для телефону, так і окремим пристроєм. Так як мій пристрій побудований як самостійний пристрій, то аналоги будуть такі ж. Ось декілька з таких:

Холтер ЕКГ ВІ6600-12 без ПО, Неасо (Великобританія)

Холтер добового моніторування ЕКГ НЕАСО - це мініатюрні пристрої з вбудованим TFT дисплеєм для контролю якості запису ЕКГ сигналу. Холтерівське моніторування ЕКГ використовується для тривалого дослідження (до 7-ми днів), коли звичайної ЕКГ недостатньо для постановки правильного діагнозу і визначення комплексу терапевтичних заходів для лікування.

Холтер ЕКГ НЕАСО поставляються з програмним забезпеченням покрокового типу.



Рис1.8. Зовнішній вид пристрою

Дванадцяти каналний мініатюрний холтер ЕКГ НЕАСО без програмного забезпечення. Вага холтера ЕКГ всього 42 гр. Комплектується високоміцними і еластичними шлейфами з кевлара, що значно збільшує термін експлуатації.

Постановка холтера може проводитися біля ліжка хворого, без контрольного підключення холтера ЕКГ до комп'ютера, так як якість накладення електродів і сигнал запису можна контролювати через вбудований TFT монітор.

- Запис 12 каналів ЕКГ до 48 годин на одному заряді;
- Вага Холтера ЕКГ - 42 гр.;
- Вбудований TFT дисплей для контролю якості сигналу при установці;
- Управління за допомогою трьох кнопок;
- Маркер подій;
- Вологостійкий корпус Холтера ЕКГ;
- Високоміцний і еластичний шлейф з кевлара;
- Частота дискретизації від 128 до 1024 вибірок / секунду;
- А / D розрядність 8/10/12/16 біт.

Добовий монітор Philips DigiTrak XT (США)

Добовий монітор Philips DigiTrak XT призначений для пацієнтів, які потребують амбулаторного (холтерівського) моніторування.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рис1.9. Зовнішній вид пристрою

Холтерівський монітор DigiTrak XT - це напівпровідниковий реєстратор з живленням від акумулятора, розрахований на безперервний запис електрокардіограми в амбулаторних умовах (АЕКГ) протягом періоду часу 24 години.

Прилад здатний реєструвати і записувати імпульси електрокардіостимулятора відповідно до критеріїв розпізнавання сигналів ААМІ (Асоціації з просування медичного обладнання).

Пристрій зчитування можна підключати до звичайного ПК і друкувати результати на принтері, підключеному до цього ПК.

Функціональні характеристики приладу:

- Легкість навігації по призначених для користувача меню;
- Обтічна форма і малу вагу для зручності пацієнта;
- Можливість попереднього завдання демографічних даних користувача;
- Висновок на екран інформації про стан електродів, а також можливість налаштування посилення;
- Підвищена надійність, в тому числі наявність більш міцного кабелю іншим кінцем пацієнта і функція самотестування при включенні харчування для перевірки ресурсу акумулятора;
- Підвищена зручність обслуговування, зокрема легкість зняття і заміни приладу
- Підвищені характеристики безпеки, в тому числі наявність програмного забезпечення для шифрування даних.

Переваги:

- Пристрій зручно одягати і носити завдяки компактності, обтічній формі, малій вазі, а також наявності обертається кліпси і сумки-чохла для перенесення
- Прилад має великий вбудований ЖК-дисплей з чіткою передачею даних і зручні кнопки навігації з рельєфним малюнком, що полегшує і прискорює роботу з ним
- Практичність реєстратора забезпечується вологонепроникним корпусом, а економічність в енергоспоживанні - можливістю вести запис на одній батарейці типу ААА до 7 днів
- Карта відведень і підказки по накладенню електродів допомагають отримувати сигнал без спотворень.

Параметри:

- Час безперервного запису електрокардіограми, – ч 24;

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		29

- канали – 3;
- Дозвіл реєструється амплітуди, – біт 10;
- Запис – повний вид;
- Інтерфейс завантаження даних USB;
- Частота вимірів (максимальна) – 175 \ с;
- Частотна характеристика, – при -3дБ, Гц від 0,05 до 60;
- дисплей ЖК;
- Час запису (ємність 256 МБ), – ч 24;
- Тип запису MMC;
- Налаштування коефіцієнта посилення – 0,5X, 1X, 2X;
- Роз'єм – 11 контактів;
- Кабель пацієнта 5 відведень;
- Тип акумулятора (для записів тривалістю до \ понад 96 годин) AAA лужної IEC-LR3 \ AAA літієвий;
- Матеріал корпусу лита пластмаса (UL 94V-2);
- Габаритні розміри, мм 91 × 56 × 19.

Висновки до розділу 1

Прикладений список дій є коротким переліком, і не обмежується тільки порівняннями. Люди закінчують спеціальні курси для роботи з такими пристроями як ЕКГ. Тому для використання даного приладу краще робити усі дії під пильним наглядом досвідченого лікаря. Вже існують багато діючих приладів для аналізу стану здоров'я, але мають велику вартість. Данний пристрій не має обмежень у перефії, дає змогу працювати з носимими датчиками. Його показання створені тільки за наглядом стану пацієнта, і не бажано робити діагнози за його показаннями, для цього є потужніші, стаціонарні станції.

Проаналізувавши ринок, аналогічний пристрій має декілька недоліків:

- Дорога вартість;
- Так як аналоги існують тільки зарубіжні, то з-за їх попиту їх дуже важко дістати;
- Можливість додавати до показань датчики (температури, положення тіла і т.д).

За даними твердженнями, створення пристрою аналізатора моніторингу серцебиття вважаю доцільним.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2. РОЗРОБКА АНАЛІЗАТОРА МОНІТОРІНГУ СЕРЦЕБИТТЯ

2.1 Розробка та опис структурної та принципової схеми приладу

Аналізатор моніторингу серцебиття, структурна схема якого представлена у «Додатку Б», має такі блоки, які забезпечують його роботу:

- Блок підсилення та фільтрування;
- Блок обробки та аналізу;
- Блок живлення;
- Блок датчиків;
- Записуючий пристрій;
- Підключення до зовнішніх систем;
- Резервний блок (як доповнення).

Блок підсилення та фільтрування вже був описаний в першому розділі, його завдання є зняття показань з розміщених електродів, підсилення, та фільтрація від шуму. Фільтрацію пристрій може виконувати по різному, але даний пристрій використовує метод DRL. Сам метод також був описаний в першому розділі. Він знімає 2 види показань, після чого один з записів використовується як джерело шуму, і знімає ці шуми з другого. Блок підсилення та фільтрування ставиться як модуль.

Блок обробки та аналізу це система, роботу якої повинен виконувати логічний пристрій. Саме він робить вибірку сигналу, яку відтворює в записі.

Блок живлення повинен бути малошумлячим пристроєм, він не повинен збивати роботу елементи схеми.

Блок датчиків виконує роль доповнення показань, так як даний пристрій розрахований на повсякденне використання, то до звичайної роботи ЕКГ додано акселерометр. Також є можливість підключення зовнішнього датчика температури.

Записуючим пристроєм в мене слугує карта пам'яті, про необхідність саме неї в моєму пристрої я розглянув в розділі 4.

Підключення до зовнішніх систем необхідне для роботи з пристроєм за комп'ютером або телефоном.

Резервний блок створений за для безпеки, однак пристрій з ним може працювати і без модуля. Це той елемент, який ввів в собі блок підсилення та фільтрування, так як саме їх модернізація може покращити характеристики пристрою. Резервна система вмонтована в плату.

Тепер пояснення про елементну базу представлену в принциповій схемі (Додаток А).

Блок підсилення та фільтрування зібраний на зовнішньому модулі DA3 (AD8232), який може модернізовуватися розробником «Analog device» без шкоди для самого пристрою. Під'єднується до плати шість контактів, з яких 1 та 2 це живлення, 3 це наш вихідний сигнал, 4 та 5 це стан підключених контактів E+ та

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Е-, в моєму пристрої я їх не використовую, б це контакт стану, він переводить пристрій в певний режим енергоспоживання. Для низького енергоспоживання достатньо подати низький рівень сигналу (нуль).

Блок обробки та аналізу це елемент DD1 PIC16F873. Його завданням слугує переведення сигналу з аналога в цифру, зробити математичну вибірку, та вивести сигнал через контакти RC6 та RC7.

Блок живлення створений на двох елементах UG1 та UG2. Перший це AMS1117 стабілізатор, який напругу до 15В конвертує в стабільну 3.3В, та другий – 78L05, конвертує в 5В.

Блок датчиків складається з BV1 та BK1. Перший це MMA7455L – акселерометр, другий DS1621 – зовнішній термодатчик. Показання з них приходять на вхід RB6 та RB7 мікроконтролера.

Записуючим пристроєм слугуватиме картка пам'яті XS5, у якій задіяні 7 контактів.

Підключення до зовнішніх систем виконує елемент UB1. Це може бути будь-який драйвер для RS-232. В даній схемі був задіяний MAX3232.

Резервний блок На елементах DA1, DA2, DA4 зібраний резервний підсилювач кардіосигналу. Це звичайний УНЧ з диференціальним входом і високим входним опором. До входів підсилювача Е+ і Е- підключається пара електродів, закріплених на тілі в області серця для знімання вихідного кардіосигналу. Елементи DA1 ВХа і ВХб працюють як повторювачі, що забезпечують високий вхідний опір. Інструментальний підсилювач DA4 підсилює сигнал приблизно в 6 разів (коефіцієнт задається резистором R21) перед подачею на АЦП мікроконтролера DD1.

Крім корисного сигналу біологічного походження на електродах Е + і Е- присутні синфазних перешкоди (перш за все 50 Гц від освітлювальної мережі), амплітуда яких в тисячі разів перевищує корисний сигнал. Для їх придушення використовується «активна земля»: на тілі закріплюється третій електрод Е0, на який з виходу DA2 ВХа в протифазі подається синфазна складова вхідного сигналу. Її виділення виконує суматор на R8 і R10, а DA2 ВХа - посилення і інверсію. Завдяки такому своєрідному негативному зворотньому зв'язку, величина синфазних перешкод різко знижується, і далі вони ефективно придушуються DA4. Для формування опорної напруги (середньої точки) для ОУ DA2ВХа і DA3 використовуються елементи R15, R16, C10, C11, DA2 ВХб.

Тепер більш детально про елементну базу:

Примітка: rail to rail (from negative Rail to positive Rail) – характеристика, яка відображає можливість вихідну напругу з пристрою змінювати від мінусового напруги живлення до плюсової. І синфазний сигнал допустимий в цих же межах.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

2.1.1 AD8232 – модуль зняття ЕКГ

ОСОБЛИВОСТІ

- Повністю інтегрований передній кінець одного ЕКГ
- Низький струм живлення: 170 мкА (типовий)
- Коефіцієнт відхилення загального режиму: 80 дБ (dc до 60 Гц)
- Дві або три конфігурації електродів
- Високий коефіцієнт посилення сигналу ($G = 100$) з можливістю блокування постійного струму
- 2-полосний регульований фільтр високих частот
- Приймає до ± 300 мВ половинного потенціалу
- Функція швидкого відновлення покращує встановлення фільтра
- Неприйнятий операційний підсилювач
- 3-полосний регульований низькочастотний фільтр з регульованим посиленням
- Виявлення відхилень: опції змінного струму або постійного струму
- Вбудований підсилювач правого приводу (RLD)
- Робота при одноразовому постачанні: від 2,0 В до 3,5 В
- Інтегрований довідковий буфер генерує віртуальну землю
- Вихід rail to rail
- Внутрішній фільтр RFI
- 8 кВ ОУР НВМ рейтинг
- Вимикач
- 20-свинцевий пакет 4 мм Ч 4 мм LFCSP

ЗАСТОСУВАННЯ

- Монітори серцевого ритму фітнесу та активності
- Портативна ЕКГ
- Віддалені монітори здоров'я
- Ігрові периферійні пристрої
- Отримання біопотенціального сигналу

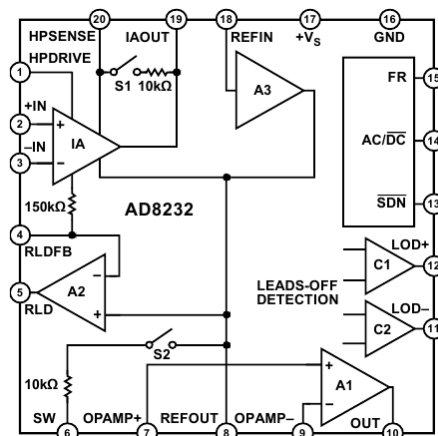


Рис. 2.1. Функціональна блочна діаграма

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

33

ЗАГАЛЬНИЙ ОПИС

AD8232 є інтегрованим блоком формування сигналу для ЕКГ та інших застосувань для вимірювання біопотенціалів. Він розроблений для вилучення, посилення і фільтрації дрібних біопотенціальних сигналів в наявність зашумлених умов, таких як ті, що створюються рухом або віддалене розміщення електродів. Ця конструкція дозволяє використовувати наднизький силовий аналого-цифровий перетворювач (АЦП) або вбудований Мікроконтролер легко отримує вихідний сигнал.

AD8232 може реалізувати двополюсний фільтр високих частот для усунення артефактів руху та потенціалу напівклітин електрода. Цей фільтр щільно з'єднаний з архітектурними приладами підсилювача, щоб забезпечити як великий коефіцієнт посилення, так і високий прохід фільтрація в одну стадію, що дозволяє заощадити простір і вартість.

Непрацюючий операційний підсилювач дозволяє використовувати AD8232 створити триполюсний фільтр низьких частот для видалення додаткового шуму. Користувач може вибрати частоти відсічення всіх фільтрів, щоб відповідати різних типів додатків.

Для поліпшення спільного режиму відхилення лінійних частот в система та інші небажані перешкоди, AD8232 включає в себе підсилювач для керованих свинцевих додатків, таких як правильний привід ноги (RLD).

AD8232 містить функцію швидкого відновлення, яка зменшує тривалість інакше довгих відстійних хвостів фільтрів високих частот. Після різкого зміни сигналу, що рельси підсилювача (наприклад, виводить стан), AD8232 автоматично налаштовується на а вищий фільтр. Ця функція дозволяє відновлювати AD8232 швидко, а отже, і прийняти чинні вимірювання незабаром після цього підключення електродів до об'єкта.

AD8232 доступний у форматі LFCSP з діаметром 4 мм і 4 мм пакет. Продуктивність визначається від 0 ° C до 70 ° C і становить експлуатація від -40 ° C до + 85 ° C.

2.1.2 Мікроконтроллер PIC16F873

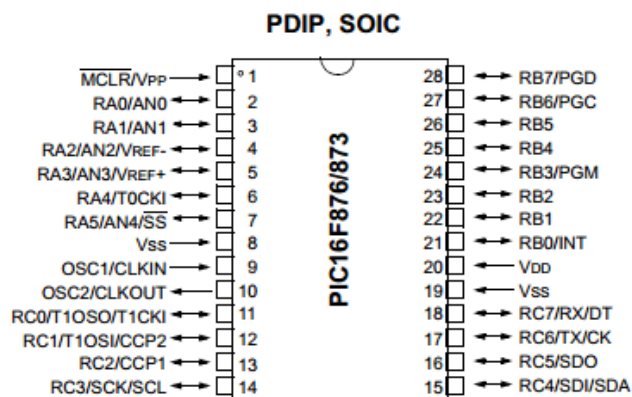


Рис 2.2 Діаграма роз'ємів

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

Основні функції мікроконтролера:

- Високопродуктивний процесор RISC
- Тільки 35 інструкцій з одного слова для вивчення
- Всі інструкції одного циклу, окрім програми гілки, які є двома циклами
- Робоча швидкість: вхід DC - 20 МГц; DC - 200 нс цикл навчання
- До 8K x 14 слів пам'яті програми FLASH,
- До 368 x 8 байт пам'яті даних (ОЗУ)
- До 256 x 8 байт пам'яті даних EEPROM
- Розетка сумісна з PIC16C73B / 74B / 76/77
- Можливість переривання (до 14 джерел)
- Апаратний стек вісім рівнів
- Прямі, непрямі та відносні режими адресації
- Скидання живлення (POR)
- Таймер включення живлення (PWRT) та таймер запуску генератора (OST)
- Watchdog Timer (WDT) з власним RC-чіпом генератор для надійної роботи
- Програмований захист коду
- Режим енергозбереження SLEEP
- Варіанти вибору осциляторів
- Низька потужність, висока швидкість CMOS FLASH / EEPROM технології
- Повністю статичний дизайн
- Послідовне послідовне програмування (ICSP) через два контакти
- Можливість послідовного програмування в одному ланцюзі 5B
- Налаштування в ланцюзі за допомогою двох контактів
- Доступ для читання / запису процесора до пам'яті програми
- Широкий діапазон робочих напруг: 2.0V до 5.5V
- Високий радіатор / струм джерела: 25 мА
- Комерційна, промислова та розширена температура діапазонів
- Низьке споживання енергії:
 - <0,6 мА типовий при 3 В, 4 МГц
 - 20 мкА типова @ 3 В, 32 кГц
 - <1 мкА типового струму в режимі очікування

Периферійні функції:

- Timer0: 8-розрядний таймер / лічильник з 8-бітним докалізатором
- Таймер1: 16-розрядний таймер / лічильник з пределителем,
- можна збільшувати під час SLEEP за допомогою зовнішнього кристал / годинник
- Timer2: 8-розрядний таймер / лічильник з 8-бітним періодом реєстр, прескалер і посткалер
- Два модулі Capture, Compare, PWM
 - Захоплення 16-бітового, макс. роздільна здатність 12,5 нс
 - Порівняйте 16-бітний, макс. роздільна здатність - 200 нс
 - ШІМ макс. дозвіл 10-біт

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

- 10-бітний багатоканальний аналого-цифровий перетворювач
- Синхронний послідовний порт (SSP) з SPI (Master режим) і I2C (Master / Slave)
- Універсальний синхронний асинхронний приймач
- Передавач (USART / SCI) з 9-бітовим адресою виявлення
- Порт паралельного підпорядкування (PSP) шириною 8 біт, з зовнішні елементи керування RD, WR та CS (лише 40/44-контактний)
- Схема виявлення Brown-out для скидання Браун-аут (BOR)

2.1.3 Інструментальний підсилювач з одно полярним живленням AD623

ОСОБЛИВОСТІ

- Простий у використанні
- Відхилення від виходу rail to rail
- Діапазон вхідної напруги розширюється на 150 мВ нижче землі (однополярне живлення)
- Низька потужність, максимальний струм живлення 550 мкА
- Посилення встановлюється одним зовнішнім резистором
- Діапазон посилення: від 1 до 1000
- Висока точність постійного струму
- Точність посилення 0,10% ($G = 1$)
- Точність набрання 0,35% ($G > 1$)
- Шум: 35 нВ / RTI ГТВ шуму на 1 кГц
- Відмінні динамічні характеристики
- 800 кГц ($G = 1$)
- Час відстоювання 20 мкс до 0,01% ($G = 10$)

ЗАСТОСУВАННЯ

- Медична апаратура малої потужності
- Інтерфейси перетворювачів
- Підсилювачі термопар
- Управління промисловим процесом
- Різницеві підсилювачі
- Збір даних про низьку потужність

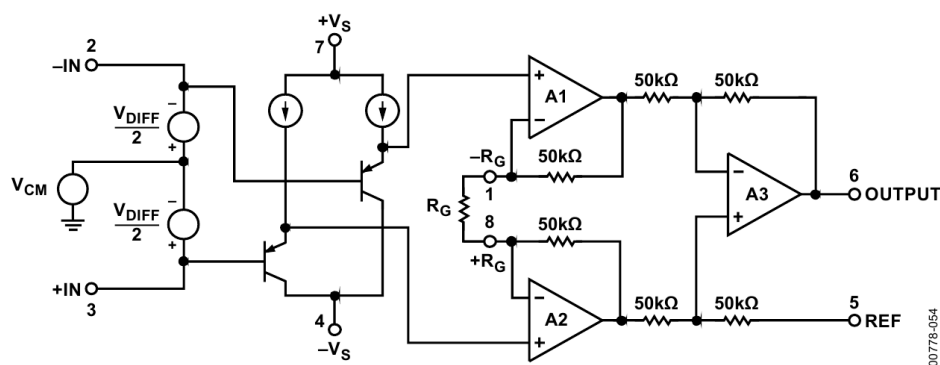


Рис. 2.3 Блочна діаграма

									Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					36

ЗАГАЛЬНИЙ ОПИС

AD623 являє собою інтегровану, одно- або двохканальний підсилювач, який забезпечує підсилення вихідного сигналу з використанням живлення напруги від 3 В до 12 В. AD623 пропонує користувачу чудову гнучкість, дозволяючи встановлювати резистор, керуючий підсиленням. При відсутності зовнішнього резистора AD623 налаштований на посилення в 1 ($G = 1$), а з зовнішнім резистором AD623 може бути запрограмований на збільшення до 1000.

Висока точність AD623 є результатом збільшення коефіцієнт підсилення в спільному режимі змінного струму (CMRR), з збільшенням користі; гармоніки шуму лінії відхиляються через постійну CMRR до 200 Гц. AD623 має широкий вхідний діапазон спільного режиму і посилює сигнали загальноприйнятно. Він працює з 150мВ. AD623 підтримує чудову продуктивність з подвійною і єдиною полярністю джерела живлення.

2.1.4 Підсилювач з диференціальним входом і високим вхідним опором

Функціонально, цей елемент гратиме роль підсилювача сигналу. Для цього було необхідно обрати такий підсилювач, який би мав великий коефіцієнт підсилення (до 1000 раз), великий опір, малі шуми та малі втрати енергії. За цими параметрами я зупинився на операційних підсилювачах з польових транзисторів, саме такі частіше використовують для даних пристроїв. З усіх варіантів, зупинився на TS912.

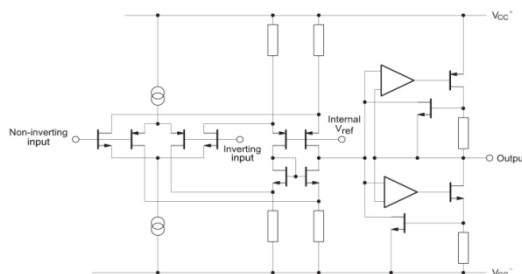


Рис2.4 Схематична діаграма TS912

Особливості

- Діапазони вхідних і вихідних напруг від rail to rail
- Один (або подвійний) режим подачі від 2,7 до 16 В
- Надзвичайно низький струм вхідного зміщення: 1 pA typ.
- Низька напруга зсуву входу: 2 мВ макс.
- Визначено для навантажень 600 Ω та 100
- Низький струм живлення: 200 мкА / підсилювач ($V_{CC} = 3$ В)
- Імунітет замикання
- Відхилення від ОУР: 3 кВ
- Макромодель Spice включена в цю специфікацію

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

- Супутні товари
- Для кращої точності див менші пакети

Опис

Пристрій TS912 являє собою CMOS dual-rail-rail операційний підсилювач, призначений для роботи з ним єдине або подвійна напруга живлення.

Діапазон вхідної напруги V_{in} включає два решітки живлення $VCC + i VCC-$.

Вихід досягає $VCC - +30$ мВ, $VCC + -40$ мВ, з $R_L = 10$ кОм і $VCC - +300$ мВ, $VCC + -400$ мВ, з $R_L = 600$ Ом.

Цей продукт пропонує широку напругу живлення робочий діапазон від 2,7 до 16 В і живлення струм всього 200 мкА / ампер. ($VCC = 3$ В).

Можливість вихідного струму джерела і раковини є типово 40 мА (при $VCC = 3$ В), фіксованих внутрішнім контур обмеження.

2.1.5 Датчик прискорення MMA7455L

MMA7455L - це високоякісний 3-х осьовий датчик прискорення (акселерометр) з I2C / SPI цифровим виходом і надзвичайно низьким енергоспоживанням від Freescale Semiconductor. Датчик має режим низького споживання енергії, що дозволяє використовувати його в сплячому режимі з функціями пробудження. Він має цифровий вихід (I2C / SPI), низьку потужність, низька профільна мікромеханічна ємність акселерометра забезпечує кондиціювання сигналу, низький фільтр пропуску, температурну компенсацію, самотестування, конфігурується для виявлення $0g$ через переривання контактів (INT1 або INT2), і виявлення імпульсів для швидкого руху виявлення. Зсув $0g$ та чутливість встановлені на заводі і не вимагають зовнішнього пристроїв. Зсув $0g$ може бути відкалібрований користувачем за допомогою призначених регістрів $0g$ і g -Select, що дозволяє вибирати команди для 3-х діапазонів прискорення ($2g / 4g / 8g$). MMA7455L включає в себе режим очікування, який робить його ідеальним для портативні батареї електроніки.

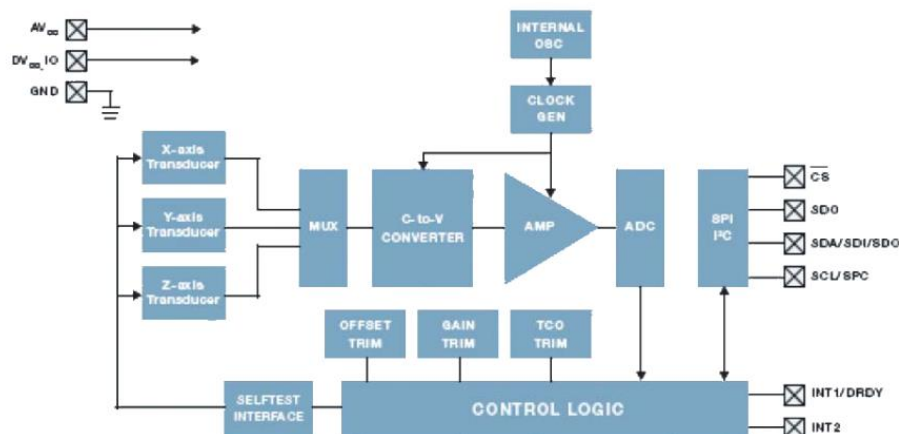


Рис2.5 Функціональна блок-схема MMA7455L

Особливості

- Цифровий вихід (I2C / SPI)
- Пакет LGA-14 3 мм x 5 мм x 1 мм
- Самотестування по осі Z
- Операція низького напруги: 2,4 В - 3,6 В
- Призначені користувачем регістри для калібрування зсуву
- Програмований вихідний сигнал переривання
- Виявлення рівня для розпізнавання руху (удар, вібрація, вільне падіння)
- Виявлення імпульсів для одноразового або подвійного розпізнавання імпульсів
- Чутливість (64 LSB / g @ 2g та @ 8g у 10-бітному режимі)
- Можливість вибору чутливості ($\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$) для 8-бітного режиму
- Надійна конструкція, життєздатність високих ударів (5000 г)
- Відповідність RoHS
- Екологічно бажаний продукт
- Низька вартість

2.1.6 Зовнішні датчики

До даного пристрою додатково можна приєднувати до двох датчиків, один з яких за вмовчанням встановлений датчик температури DS1621. Про нього приведені дані нижче.

ОСОБЛИВОСТІ

- Не вимагає зовнішніх компонентів для роботи
- Вимірювання температури від -55°C до $+125^{\circ}\text{C}$ з кроком $0,5^{\circ}\text{C}$.
 -67°F до 257°F з кроком $0,9^{\circ}\text{F}$
- Is Температура зчитується як 9-бітове значення (2-байтове значення передача)
- Широкий діапазон живлення (від 2.7V до 5.5V)
- Перетворює температуру на цифрове слово менше від 1 секунди
- Термостатичні налаштування визначаються користувачем і енергонезалежні
- Is Дані зчитуються або записуються через 2-проводний серійний номер інтерфейс (відкриті лінії виводу / виводу стоку)
- Додатки включають термостатичні контроль, промислові системи, споживчі товари, термометри, або будь-які термочутливі системи
- -8-pin DIP або SO пакет (150mil і 208mil)

ОПИС

Цифровий термометр і термостат DS1621 забезпечують 9-бітові показники температури, на які вказує температура пристрою. Вихід теплової тривоги, TOUT, активний при температурі Пристрій перевищує задану користувачем температуру TH. Вихід залишається активним до падіння температури нижче зазначеної користувачем температури TL, що припускає будь-які гістерезисні зміни.

Задані користувачем параметри температури зберігаються в енергонезалежній пам'яті, тому деталі можуть бути запрограмовані до початку встановлення в

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

систему. Температурні налаштування та показники температури передаються в / з DS1621 через простий двопровідний послідовний інтерфейс.

2.1.7 Структура блоку живлення

В данній схемі використовується живлення 5В та 3.3В так як більшість елементів пристосовані саме для цих напруг. В моїй схемі роль стабілізаторів живлення слугують AMS1117 для 3.3В та 78L05 для 5В.

AMS1117

ОСОБЛИВОСТІ

- Три термінальні регульовані або фіксовані напруги *
- 1.5V, 1.8V, 2.5V, 2.85V, 3.3V та 5.0V
- Вихідний струм 800mA
- Функціонує до 1V
- Лінійне регулювання: 0,2% Макс.
- Регулювання навантаження: 0,4% Макс.
- Доступні пакети SOT-223 та TO-252

ЗАСТОСУВАННЯ

- Лінійні регулятори високої ефективності
- Регулятори посилення для комутації приладів
- лінійний регулятор 5V до 3.3V
- Зарядник пристроїв
- Активні термінатори SCSI
- Керування живленням для ноутбука
- Приладобудування

ЗАГАЛЬНИЙ ОПИС

Серія регульованих і фіксованих регуляторів напруги AMS1117 призначена для забезпечення вихідного струму 800 мА і для роботи до 1V диференціалу вводу-виводу. Напруга відключення пристрою гарантовано максимально 1,3 В при максимальному виході струм, зменшується при менших струмах навантаження.

Обрізка на чіпі регулює опорне напруга до 1%. Межа струму також обрізається, мінімізуючи напругу під перевантаженням умови на схемі регулятора і джерела живлення.

Прилади AMS1117 сумісні з іншими тритермінальними регуляторами SCSI і пропонуються на поверхні з низьким профілем встановлюють пакет SOT-223 і в пластиковій упаковці TO-252 (DPAK).

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

78L05

Загальні характеристики

- Вихідний струм до 100mA
- Вихідна напруга 5V
- Захист від перегріву
- Захист від короткого замикання
- Мінімальна кількість зовнішніх компонентів
- Доступні види $3 \pm 5\%$ (АС) АБО $\pm 10\%$

ОПИС

Серія L78L00 є трьох контактною, регулятори використовують внутрішнє обмеження струму і термічне відключення, що робить їх по суті стабільними. Якщо надається достатній радіатор, вони можуть забезпечувати до 100 мА вихідного струму. Вони призначені як стаціонарні регулятори напруги та мають широкий спектр застосування, включаючи місцеві або регулювання на картці для усунення шуму та проблеми розподілу, пов'язані з однією точкою регулювання.

Крім того, їх можна використовувати і з Енергетичні елементи пропускання, щоб зробити сильний струм регулятори напруги. Серія L78L00 використовується як стабілітрон / резистор заміщення комбінації, пропонує ефективну поліпшення вихідного опору, як правило, двох порядків, поряд з нижчим спокою струм і низький рівень шуму.

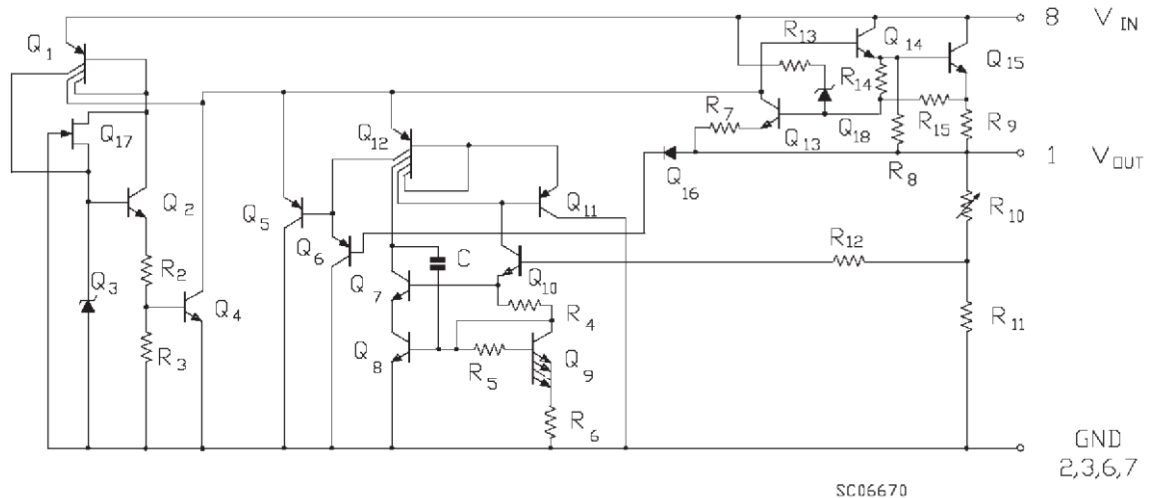


Рис.2.6 Схема електрична принципова 78L00(78L05)

2.1.8 Інтерфейс з'єднання з зовнішніми пристроями

Даний проект розрахований на роботу з SD-карткою та інтерфейсом з'єднання з комп'ютером. Роботу з картою виконує мікроконтролер, а для з'єднання з комп'ютером використовується спеціальний драйвер RS-232. На його роль я обрав мікросхему max3232.

Швидкість обміну пристроєм з комп'ютером фіксована: 57600 бод. Тільки для прискорення переписування файлів з SD - карти в ПК швидкість може бути підвищена до 460800, 806400 або 921600 бод (якщо комп'ютер їх підтримує).

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

Видача даних при цьому здійснюється МК програмно на висновок RC0 (а вихід TX відключається).

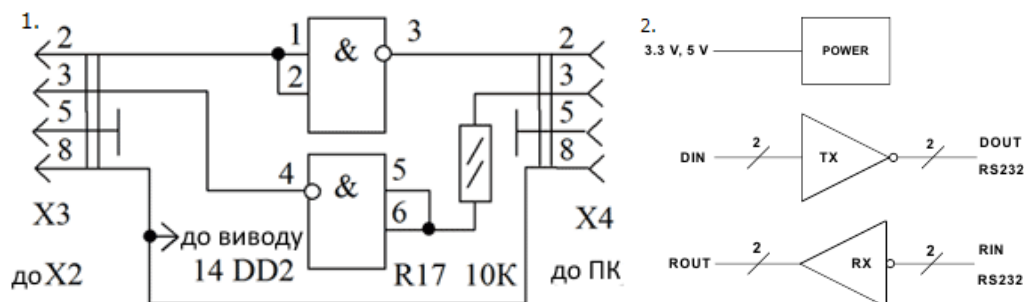


Рис.2.7 Схематичне зображення інтерфейсу.

1. Універсальне зображення схеми; 2. Функціональна схема max3232

Особливості

- Захист ESD шини RS-232 перевищує ± 15 кВ з використанням моделі людського тіла (HBM)
- Задовольняє або перевищує вимоги TIA / EIA- 232-F та MCE V.28 Стандарти
- Робота з 3-V до 5.5-V VCC-постачання
- Працює до 250 кбіт / с
- Дві драйвери та два приймачі
- Низький струм живлення: 300 мкА Типовий
- Зовнішні конденсатори: $4 \times 0,1$ мкФ
- Приймає 5-V логічний вхід з 3.3-V живленням

Опис

Пристрій MAX3232 складається з двох лінійних драйверів, два лінійних приймачів, а також подвійний контур зарядного насоса ± 15 -кВ термінал захисту ESD від терміналу (послідовного терміналу порту, включаючи GND). Пристрій відповідає вимогам TIA / EIA-232-F і забезпечує електричний інтерфейс між Асинхронний контролер зв'язку і роз'єм послідовного порту. Зарядний насос і чотири малі зовнішні конденсатори дозволяють роботу від а одноразове харчування 3-V до 5.5-V. Пристрої працюють на швидкість передачі даних до 250 кбіт / с і максимум 30-V / мкс вихідної швидкості виводу драйвера.

2.2. РОЗРАХУНКИ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ

2.2.1 Розрахунок надійності пристрою

Надійність - властивість технічних об'єктів зберігати у часі у встановлених межах значення всіх параметрів, необхідних для виконання технічних функцій в заданих режимах і умовах застосування.

Надійність електронної апаратури визначається надійністю елементів, які входять в даний пристрій та їх кількість.

При проектуванні надійність треба оцінювати на ряду з іншими параметрами, для цього на етапі проектування проводять орієнтований розрахунок надійності

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

по значеннях X , взятих з таблиці для нормальних умов. Готовий виріб, який підлягає експлуатації, підлягає розрахунку надійності з урахуванням всіх факторів впливу, причому, якщо результат розрахунку надійності не відповідає вимогам в ТЗ, то необхідно полегшити режими роботи елементів та використати надійніші елементи з меншими значеннями X . Розрахунок надійності попередній.

Завдання розрахунку:

- визначити середній час напрацювати на відмову;
- визначити залежність безвідмовної роботи від часу;
- побудувати графік залежності ймовірності безвідмовної роботи від часу;
- визначити час відновлення;
- визначити ймовірність нормального функціонування протягом 4000 години.

Вихідні дані:

- схема електрична принципова з переліком елементів;
- середньостатистичне значення інтенсивності відмов елементів;
- час відновлення для кожного типу елементів.

Умови розрахунку:

- інтенсивність відмов елементів не залежить одна від одної;
- відмови елементів залежать від елементарного закону розподілення у часі.

Розрахунок:

Інтенсивність відмов елементів схеми зведено до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

№	Тип елемента	Інтенсивність відмов $\lambda \cdot 10^{-6} \text{ год}^{-1}$	Кількість n_i	Продуктивність відмов (на всі елементи) $n_i \cdot \lambda \cdot 10^{-6} \text{ год}^{-1}$	t_v
		1/год.		1/год.	
1	Резистори 0805	0.02	16	0.32	1
2	Конденсатори 0805	0.01	8	0.08	1
3	Конденсатори електrolітичні	0.015	10	0.15	1
4	Імпульсний діод	0.45	1	0.45	1
5	П'єзокерамічний резонатор	0.45	1	0.45	1
6	TS912IDT	0.45	2	0.9	1
7	AD623	0.75	1	0.75	1
8	AMS1117	0.45	1	0.45	1
9	78L05	0.45	1	0.45	1
10	MMA7455	0.45	1	0.45	1
11	MAX3232	0.45	1	0.45	1
12	PIC16F873	0.75	1	0.75	1
13	Кнопки	0.001	2	0.002	1

1 Визначаємо сумарну інтенсивність відмов за формулою:

$$\lambda_0 = \sum_{i=1}^n n_i \lambda_i.$$

де λ_0 - сумарна інтенсивність відмов, 1/год;

n_i – кількість елементів у групі, шт.;

t_B – час відбудови

Тоді загальна інтенсивність відмов становить:

$$\lambda_0 = 0.32 + 0.08 + 0.15 + 0.45 + 0.45 + 0.9 + 0.75 + 0.45 + 0.45 + 0.45 + 0.75 + 0.002 = 5,652 \cdot 10^{-6}$$

2 Визначаємо середній час напрацювання на відмову, T_{cp} за формулою:

$$T_{cp} = 1/\lambda_0,$$

$$T_{cp} = 1/5,652 \cdot 10^{-6} = 0,176929 \cdot 10^{-6} \text{ год.},$$

де T_{cp} – середній час напрацювання на відмову, год.

3 Визначаємо ймовірність безвідмовної роботи в інтервалі часу 100...8000 годин за формулою результати розрахунків заносимо до таблиці. Величину 8000 годин взяли згідно вимог до надійності побутової радіоапаратури.

$$P_{(100)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 100} = 0,999,$$

$$P_{(1000)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 1000} = 0,994,$$

$$P_{(2000)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 2000} = 0,988,$$

$$P_{(4000)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 4000} = 0,977,$$

$$P_{(6000)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 6000} = 0,966,$$

$$P_{(8000)} = e^{-5,652 \cdot 10^{-6} \cdot 8000} = 0,955,$$

Таблиця 2.2 Данні.

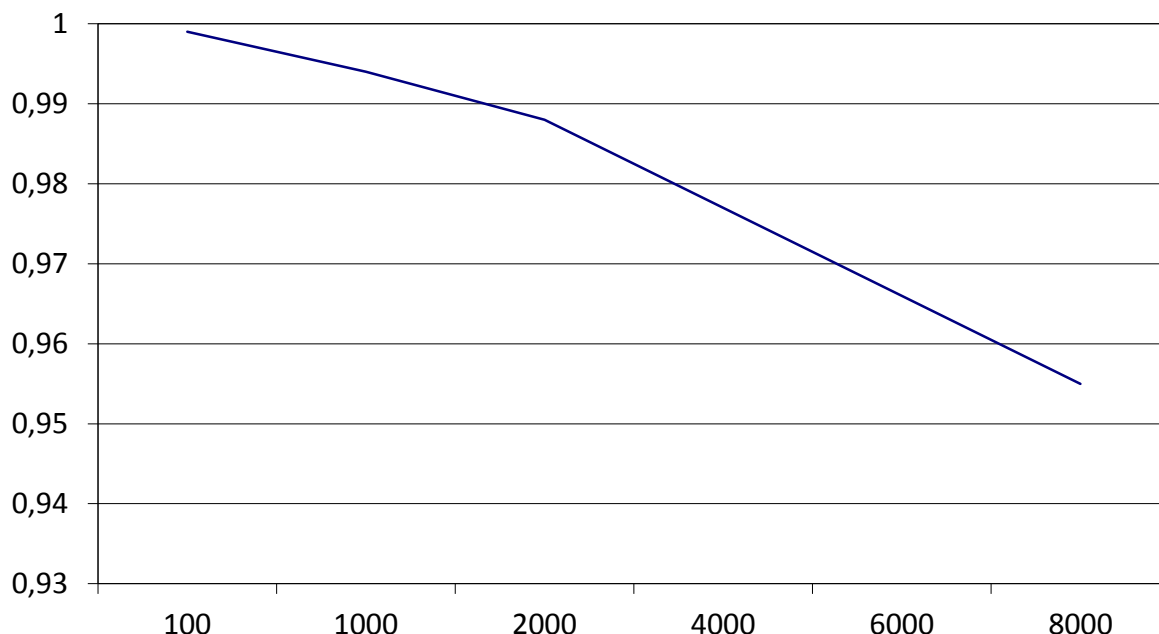
$t(p)$	100	1000	2000	4000	6000	8000
$P(t)$	0,999	0,994	0,988	0,977	0,966	0,955

де $P(t)$ – ймовірність безвідмовної роботи протягом часу t ;

t – час, за який визначається ймовірність безвідмовної роботи

Будуємо графік ймовірності безвідмовної роботи за таблицею:

Таблиця 2.3 Графік ймовірності безвідмовної роботи



4 Визначаємо ймовірність відмови окремих груп елементів q_i за формулою:

$$\begin{aligned} q_1(t) &= 0,02 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,003539; \\ q_2(t) &= 0,01 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,001769; \\ q_3(t) &= 0,015 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,002654; \\ q_4(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_5(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_6(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} q_7(t) &= 0,75 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,132696; \\ q_8(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_9(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_{10}(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_{11}(t) &= 0,45 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,079618; \\ q_{12}(t) &= 0,75 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,132696; \\ q_{13}(t) &= 0,001 \cdot 10^{-6} / 5,652 \cdot 10^{-6} = 0,000177. \end{aligned}$$

де $q_i(t)$ – ймовірність відмови окремих груп елементів.

5 Визначаємо час відновлення $[T_{Bi}]$ окремих груп елементів за формулою:

$$T_{Bi} = q_i(t) \cdot t_b$$

$$\begin{aligned} T_{B1} &= 0,003539 \cdot 1 = 0,003539 \text{ год.}, \\ T_{B2} &= 0,001769 \cdot 1 = 0,001769 \text{ год.}, \\ T_{B3} &= 0,002654 \cdot 1 = 0,002654 \text{ год.}, \\ T_{B4} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B5} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B6} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B7} &= 0,132696 \cdot 1 = 0,132696 \text{ год.}, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{B8} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B9} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B10} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B11} &= 0,079618 \cdot 1 = 0,079618 \text{ год.}, \\ T_{B12} &= 0,132696 \cdot 1 = 0,132696 \text{ год.}, \\ T_{B13} &= 0,000177 \cdot 1 = 0,000177 \text{ год.} \end{aligned}$$

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

45

6 Визначаємо сумарний час відмови за формулою:

$$T_B = \sum_{i=1}^n T_{Bi}$$

$$T_B = 0,000005652 + 0,003539 + 0,001769 + 0,002654 + 0,079618 + 0,079618 + 0,079618 + 0,132696 + 0,079618 + 0,079618 + 0,079618 + 0,132696 + 0,000177 = 0,830857.$$

де T_B – сумарний час відмови при заміні компоненту, год.

7 Визначаємо ймовірність відновлення за формулою:

$$P_B(t_B) = 1 - e^{-(t_B/T_B)}$$

$$P_B(t_B) = 1 - e^{-1/0,830857} = 0,699881 = 70\%$$

де $P_B(t_B)$ – ймовірність відбудови;

t_B – час відбудови, год (приймаємо $t_B < T_B$).

8 Визначаємо коефіцієнт готовності до роботи за формулою:

$$K_G = T_{cp} / (T_{cp} + T_B),$$

$$K_G = 0,176929 / (0,176929 + 0,699881) = 0,201787 = 20,1787\%$$

де K_G – коефіцієнт готовності до роботи

9 Визначаємо ймовірність нормального функціонування протягом 4000 годин за формулою:

$$P_{н.ф.}(t) = K_G * P(t)$$

$$P_{н.ф.}(t) = 0,201787 * 0,977 = 0,1971 = 19,71\%$$

де $P_{н.ф.}(t)$ – ймовірність нормального функціонування на зазначений проміжок часу(4000).

Висновки:

Сумарна інтенсивність відмовлень елементів схеми (λ_0) становить:
 $\lambda_0 = 5,652 * 10^{-6}$

Середній час наробітку на відмовлення (T_{cp}) становить:

$$T_{cp} = 830 \text{ годин}$$

Ймовірність безвідмовної роботи ($P(4000)$) на протязі 4000 годин становить: $P_t = 0,1971 = 19,71\%$

Виходячи з даних наведених у пунктах 5)1 - 9 можливо зробити висновки, що ДТ відповідає нормам надійності встановленим для побутової радіоапаратури.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		46

2.2.2 Розрахунок технологічності пристрою

Під технологічністю конструкції розуміється таке поєднання конструктивно-технологічних вимог, яке забезпечує найбільш просте та економічне виробництво виробів при дотриманні всіх технічних та експлуатаційних рішень.

Характер відпрацювання конструкції на технологічність залежить не тільки від стадії проектування, але й від виду виробництва та об'єму випуску, типу та призначення виробу, методів виготовлення, прогресивності обладнання та оснастки.

Таблиця 2.4 – Вхідні дані

Назва вихідних даних	Умовне позначення	Умовні дані
Кількість мікросхем/мікроконтролерів	H_{IMC}	8
Кількість ЕРЕ	H_{ERE}	36
Кількість монтажних з'єднань	H_M	274
Кількість монтажних з'єднань, що виконуються механізованими та автоматизованими методами	H_{AM}	274
Кількість ЕРЕ, підготовка яких до монтажу виконується механізованими та автоматизованими методами	$H_{МПЕРЕ}$	36
Кількість операцій контролю та настройки	H_{KH}	10
Кількість операцій контролю та настройки, що виконуються механізованими та автоматизованими методами	H_{AKH}	10
Кількість типорозмірів ЕРЕ	H_{TEPE}	4
Кількість типів оригінальних ЕРЕ (трансформатори, дроселі, котушки індуктивності)	H_{TOERE}	0
Загальна кількість деталей (шасі, панель, каркас плати)	D	3
Кількість деталей, що виготовляються прогресивним методом	D_{PP}	2
Загальна кількість технологічних процесів при виготовленні даного виробу	H_{TP}	10
Кількість типових технологічних процесів	H_{TTP}	2

1 Розрахунок часних показників технологічності

а Коефіцієнт використання мікросхеми

$$K_{\text{імс}} = N_{\text{імс}} / (N_{\text{імс}} + N_{\text{ере}}),$$

де $N_{\text{імс}}$ – кількість мікросхем, шт;

$N_{\text{ере}}$ – кількість радіоелементів, шт.

$$K_{\text{імс}} = 8 / (8 + 36) = 0,18$$

б Коефіцієнт механізації та автоматизації монтажу

$$K_{\text{ам}} = N_{\text{ам}} / N_{\text{м}},$$

де $N_{\text{ам}}$ - кількість монтажних з'єднань, що виконуються автоматизованими та механізованими методами, шт;

$N_{\text{м}}$ - загальна кількість монтажних з'єднань, шт.

$$K_{\text{ам}} = 274 / 274 = 1$$

с Коефіцієнт механізації та автоматизації підготовки радіоелементів

$$K_{\text{мпере}} = N_{\text{мпере}} / (N_{\text{ере}} + N_{\text{імс}}),$$

де $N_{\text{мпере}}$ - кількість ЕРЕ, підготовка до монтажу яких виконується механізованим або автоматизованим методом, шт.

$$K_{\text{мпере}} = 36 / (36 + 8) = 0,81$$

д Коефіцієнт механізації та автоматизації наладки

$$K_{\text{акн}} = N_{\text{акн}} / N_{\text{кн}},$$

де $N_{\text{акн}}$ - кількість операцій контролю та наладки, що виконуються автоматизованими та механізованими методами, шт;

$N_{\text{кн}}$ - загальна кількість операцій контролю та наладки, шт.

$$K_{\text{акн}} = 10 / 10 = 1$$

е Коефіцієнт повторення радіоелементів

$$K_{\text{пере}} = 1 - N_{\text{тере}} / N_{\text{ере}},$$

де $N_{\text{тере}}$ - кількість типорозмірів радіоелементів, шт.

$$K_{\text{пере}} = 1 - 4 / 8 = 0,5$$

ф Коефіцієнт використання радіоелементів

$$K_{\text{вере}} = 1 - N_{\text{тоере}} / N_{\text{ере}},$$

де $N_{\text{тоере}}$ – кількість оригінальних радіоелементів, шт.

$$K_{\text{вере}} = 1 - 0 / 36 = 1$$

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

g Коефіцієнт прогресивності формоутворення

$$K_{\text{пф}} = D_{\text{пр}}/D,$$

де $D_{\text{пр}}$ - кількість деталей, які отримано прогресивними методами формоутворення, шт;

D - загальна кількість конструкційних деталей, шт.

$$K_{\text{пф}} = 2/3 = 0.66$$

h Коефіцієнт типізації технологічних процесів

$$K_{\text{тпп}} = N_{\text{тпп}}/N_{\text{тп}},$$

де $N_{\text{тпп}}$ - кількість типових технологічних процесів, шт;

$N_{\text{тп}}$ - загальна кількість технологічних процесів, шт.

$$K_{\text{тпп}} = 2/10 = 0,2$$

Таблиця 2.5 – Коефіцієнти вагової значимості часних показників надійності

Показник	K_i	φ_i	$K_i \cdot \varphi_i$
$K_{\text{ИМС}}$	0,18	1	0,2
$K_{\text{АМ}}$	1	1	1
$K_{\text{МПЕРЕ}}$	0,81	0,75	0,6
$K_{\text{АКН}}$	1	0,5	0,415
$K_{\text{ПЕРЕ}}$	0,5	0,31	0,155
$K_{\text{ВЕРЕ}}$	1	0,187	0,187
$K_{\text{пф}}$	0,66	0,11	0,11

$$K_i = 0,18+1+0,81+1+0,5+1+0,66=5,15$$

$$\varphi_i = 1+1+0,75+0,5+0,31+0,187+0,11=3,85$$

2 Розрахунок комплексного досягнутого показника технологічності

$$K_{\text{к.д.}} = \frac{\sum_{i=1}^7 K_i \times \varphi_i}{\sum \varphi_i} =$$

де K_i – часний показник надійності;

φ_i – коефіцієнт вагової значимості часного показника надійності.

$$K_{\text{к.д.}} = 5,15/3,85 = 1,33$$

3 Розрахунок показника рівня

Нормативний показник K_n для електронних виробів при крупносерійному виробництві дорівнює 0,8.

$$K_p = K_{\text{кд}}/K_n,$$

де $K_{\text{кд}}$ – комплексний досягнутий показник;

K_n – нормативний показник.

$$K_p = 1,33/0,8 = 1,66$$

Так як показник рівня дорівнює 1,66 то конструкція являється технологічною.

Висновки до розділу 2

З показань розрахунків надійності, пристрій має необхідні параметри для використання в умовах, в яких перебуває звичайна людина. Розрахунок технологічності показав, що даний пристрій може бути створений на автоматичній лінії з мінімальним втручанням людини.

Також розрахунки відображають вірогідність, через який час розроблений пристрій вийде з ладу, та скільки після ремонту. Так, пристрій працює до першої відмови 830 годин, після чого з вірогідністю 80,3% пропрацює ще 4000 годин.

Даний розрахунок має певні недоліки, пов'язані з відсутністю більшості параметрів в даташиті, тому за основу обиралися дані з довідників про компоненти СРСР.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3. РОЗРОБКА ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

3.1 Вибір типу друкованої плати

Застосування ДП підвищує надійність апаратури, забезпечує повторюваність електричних параметрів, створює передумови для автоматизації виробництва (висока продуктивність і низька собівартість), зменшує габарити і масу.

ДП за конструкцією поділяються на такі класи: односторонні (одношарові), двосторонні (двошарові), багатошарові. ОДП забезпечують встановлення навісних елементів на поверхню плати з боку, протилежного стороні пайки, без додаткової ізоляції, можливість використання перемичок без ізоляції, низьку вартість конструкції та простоту виготовлення. Проте вони мають ряд значних недоліків: низьку щільність компонування, низьку теплову і механічну стійкість контактних майданчиків. ДДП виконуються, зазвичай, з металізованими отворами, характеризуються високими комутаційними властивостями, підвищеною міцністю з'єднання КЕ з провідним шаблоном, дозволяють полегшити трасування провідників і оптимізувати розміри плати завдяки щільному розміщенню елементів. Недоліком ДДП є більш висока вартість в порівнянні з ОДП. Багатошарові плати важкі в виробництві та потребують додаткової апаратури, фінансування, тому вибір такого типу не є оптимальним.

Оскільки, односторонні плати не забезпечують необхідну щільність розміщення компонентів, мають низькі монтажні та трасувальні можливості їх використовувати не будемо. Багатошарові плати складні у виготовленні, потребують застосування спеціалізованої апаратури, тому їх обирати недоцільно. Вибираємо двосторонні плати. Такий вибір ДДП дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість. Правильний вибір матеріалів, технологічних процесів і елементної бази при розробці сучасних друкованих вузлів багато в чому визначає рівень працездатності і надійність електронного пристрою в цілому.

3.2 Вибір матеріалу друкованої плати

Правильний вибір матеріалів, технологічних процесів і елементної бази при розробці сучасних друкованих вузлів багато в чому визначає рівень працездатності і надійність електронного пристрою в цілому при раціональних економічних витратах у виробництві. При цьому розглядаються такі аспекти:

- Метод отримання друкарських провідників;
- Надійність контактних з'єднань друкарських провідників з елементами;
- Міцність зчеплення друкарських провідників з основою;
- Товщину друкарських провідників;

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Вимоги до теплостійкості, хімічної стійкості, до вологостійкості, діелектричній проникності;
- Тип основи;
- Кількість шарів;
- Вартість матеріалів і ін.

Для цих параметрів виділені полімерні композиційні матеріали FR-1... FR-5. Найбільш поширеним матеріалом для виробництва ДДП і БДП є FR-4. Для основи виберемо FR4, оскільки він володіє високою механічною міцністю, стійкістю до стирання, низьким прониканням води, високою хімічною стійкістю, відмінними діелектричними характеристиками, довговічністю та дозволяє отримати отвори високої якості, а це важливо для монтажу елементів в отвори.

3.3 Вибір методу виготовлення друкованої плати

При виборі необхідного методу виготовлення були розглянуті такі методи:

- Хімічний субтрактивний метод;
- Комбінований позитивний метод;
- Метод попарного пресування друкованих плат;
- Метод пошарового нарощування;
- Метод металізації наскрізних отворів.

Комбінований позитивний метод має ряд переваг:

- можливість відтворення всіх типів друкованих елементів з високим ступенем допуску;
- захищеність фольгою ізоляції від технологічних розчинів хороша надійність ізоляції.

Також цей метод має недоліки:

- відносно велика глибина травлення (фольга + металізація затяжки) створює бічне підтравлювання, яке обмежує роздільну здатність процесу;
- травлення рисунку по металорезисту обмежує свободу вибору розчинів для травлення;
- після травлення шаблону схеми, металорезист або освітлюють для поліпшення припаювання, або видаляють і, після нанесення паяльної маски, осаджують фінішні покриття під пайку.

Обидва варіанти вимагають додаткових капітальних витрат і прямих витрат.

Вивчивши переваги та недоліки комбінованого методу, будемо використовувати комбінований позитивний метод. Застосування цього метода надає змогу підвищити надійність зчеплення металевих елементів з основою, виконання металізованих отворів.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

3.4 Програмний комплекс для розробки плат DipTrace

Даний комплекс дозволяє робити розробку, аналіз створення та трасування плати. Можна створювати та перероблювати елементи на платі та на схемі. Робити прості аналізи з'єднань. Даний проект я розробляв у цій екосистемі.

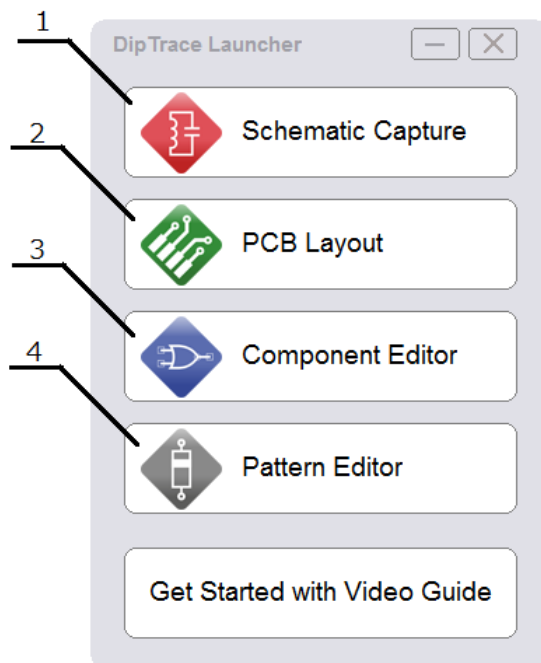


Рис.3.1 Список програм DipTrace

1. Програма для створення схем; 2. Створення плати; 3. Створення виду для компонентів; 4. Створення посадкових місць.

Програма має зручний інтерфейс, велику базу даних компонентів (мікросхем та мікроконтролерів від різних виробників, посадкові місця для існуючих компонентів), яка постійно поповнюється. При необхідності можна створити будь-який компонент. Трішки про кожну програму окремо.

Schematic Capture

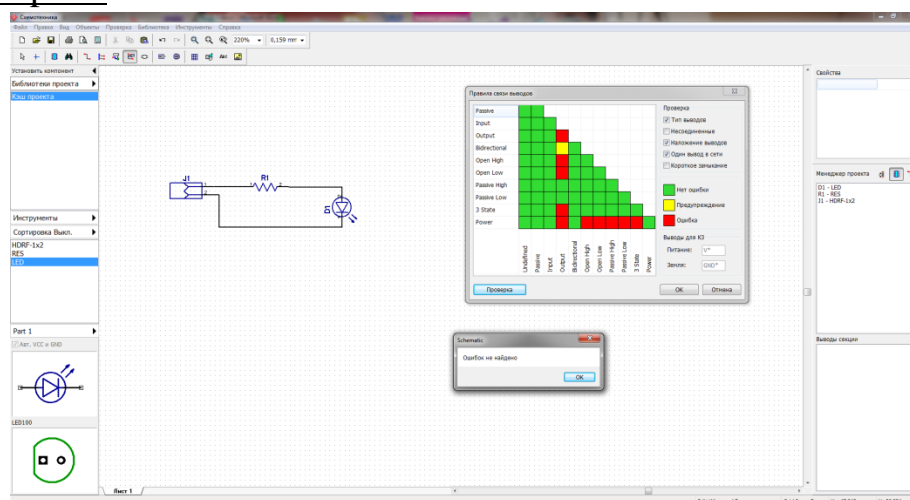


Рис.3.2 Schematic Capture

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

53

Ця ультилита дає можливість створювати схеми, та перевіряти їх працездатність. Вона може робити примітивні перевірки, але її функціоналу недостатньо для тестування схеми під напругою. Для експерименту існують програми призначені саме для такого: Multisim, EveryCircuit, MicroCap та інші.

PCB Layout

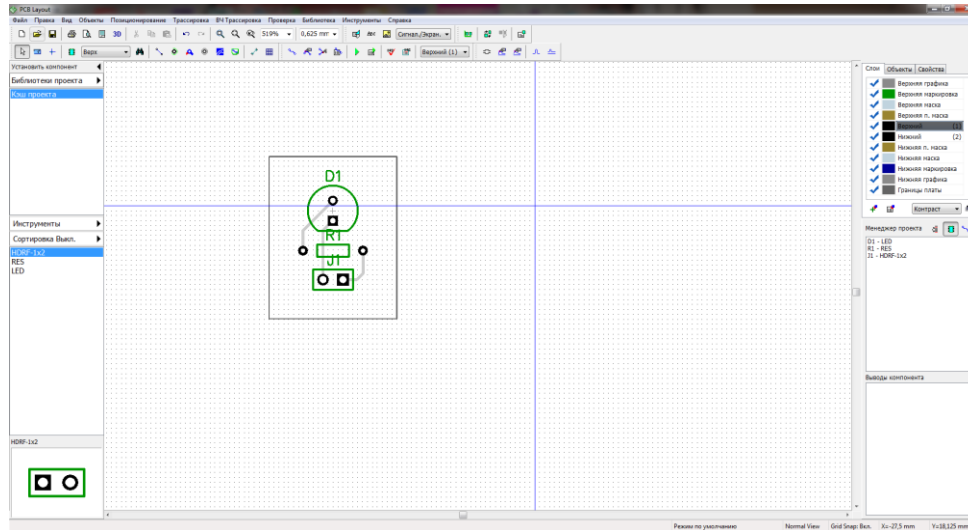


Рис.3.3 PCB Layout

Ця ультилита працює як PCad, даючи змогу робити різноманітні зміни від товщини доріжки до зміни форми плати, при цьому вона має вбудований автотрасировальник.

Інші дві, Component Editor та Pattern Editor

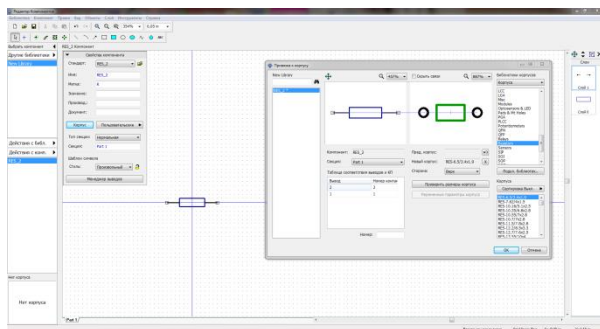


Рис.3.4 Component Editor

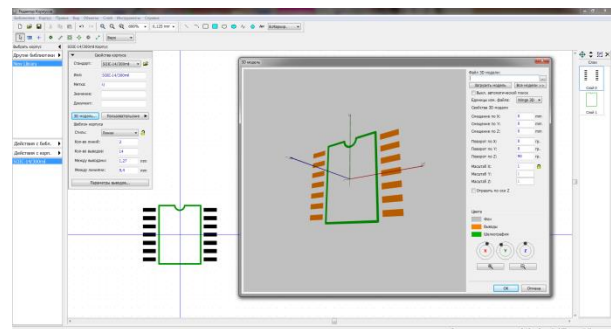


Рис.3.5 Pattern Editor

Ці дві ультилита мають схожі інтерфейси. В першій ми змінюємо вид компонента в схемі при необхідності створювати у програмі карти. Друга для редагування самого компоненту на платі. Є можливість створювати 3д моделі, або при необхідності завантажити вже готові.

Висновки до розділу 3

Аналіз параметрів для створення даного приладу, передбачає наступні дії:

- Вибираємо двосторонні плати. Такий вибір ДДП дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість;
- Найбільш поширеним матеріалом для виробництва ДДП і БДП є FR-4. Для основи виберемо FR4, оскільки він володіє високою механічною міцністю, стійкістю до стирання, низьким прониканням вологи, високою хімічною стійкістю, відмінними діелектричними характеристиками, довговічністю та дозволяє отримати отвори високої якості, а це важливо для монтажу елементів в отвори.
- Вивчивши переваги та недоліки комбінованого методу, будемо використовувати комбінований позитивний метод.
- Усі роботи з прокладання маршрутів плати, виконуватимемо в програмі DipTrace.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Перед тим, як розглянути питання розробки програмного забезпечення необхідно розглянути протокол передачі даних та його вимоги до побудови алгоритму роботи програмного забезпечення.

4.1 Аналіз існуючих методів передачі даних

Передача за допомогою радіохвиль різних діапазонів може досягати до декількох кілометрів, але ніяк не захищена від втручання зовнішніх факторів що може призвести до спотворення результатів. Також аналізуючи використання різних діапазонів частот та впливу землі на них маємо:

Діапазон 5ГГц є частково захищений від використання через те що на деяких смугах 5ГГц частоти працюють різні радари, також на цій частоті є багато інших 802.11n пристроїв що будуть заважати передачі даних. Також майже всі існуючі радіопередатчики виконують апаратне перетворення передаваних даних до пакету 802.11n що збільшує захист але також і збільшує час необхідний для передачі інформації.

Максимальна відстань передачі до декількох сотень метрів, через великий вплив земної поверхні на радіохвилі високої частоти.

Діапазон 2.4ГГц є вільний для використання, але його використання також не є раціональним через велику кількість інших приладів і також через апаратне перетворення інформації до пакету 802.11 що зменшує його корисність. Відстань є трохи більшою за 300-400 метрів, через великий вплив земної поверхні.

Діапазони 400 та 800МГц є вільними для використання та мають малий вплив земної поверхні на радіохвилі, максимальна відстань може сягати

до 5-6км. Також, більшість радіопередавачів не імплементують апаратне перетворення пакетів, що зменшує час передачі, але зменшує безпеку системи.

Також, вони є досить простими, що також збільшує швидкість випромінювання даних в повітря.

Інтерфейси більшості радіомодулів є або SPI або UART що збільшує універсальність системи.

4.2 Способи збереження даних. Твердотільні накопичувачі

Припустимо ситуацію, коли хворій людині необхідно терміново виїхати на довгий час, де людина не має змоги звернутися до лікаря, та робити діагнози. Існує можливість того, що там де вона перебуватиме не буде постійного доступу до інтернету, або не буде часу звернутися до іншого лікаря. Ця людина знаходиться під наглядом лікаря з-за показань серця. Найкращим відображенням стану такого пацієнта буде його ЕКГ. Але де ж тоді зберігати таку кількість

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

даних, записану на протязі дня, неділі, місяця? Найнадійнішим носієм інформації буде карта пам'яті, данні з якої можна легко відправити поштою як звичайною, так і електронною.

Можна не видаляти файли, а при заповненні картки просто встановити захист від запису і видалення файлів фізичним перемикачем на SD-карті..

В даний час нову карту пам'яті можна придбати в будь-якому найближчому магазині техніки за відносно невелику суму, при цьому на вибір вам будуть запропоновані моделі різного обсягу. Товари з великим об'ємом і високою швидкістю запису даних коштують, звичайно, значно дорожче. Але для зберігання таких даних цілком підійде і дешева картка.

Таким чином, карту пам'яті з збереженими даними можна замінити у пристрої на нову, а стару прибрати в надійне місце.

Переваги даного способу збереження даних:

- Заощаджується час, що витрачається переміщення файлів з одного носія інформації на інший;
- Може містити дуже багато записів ЕКГ;
- Легко комутується з більшістю електронних пристроїв таких як телефони, ПК, ноутбуки;
- Мають широкий діапазон умов (низька/висока температура, вологість, тиск).

Недоліки даного способу збереження даних:

- Додаткові витрати на придбання численних карт пам'яті;
- З часом карти пам'яті перестають зчитуватися пристроями через старіння осередків флеш пам'яті;
- легко втратити носій із-за його невеликих розмірів.

За сам пристрій. Збереження інформації здійснюється на карті пам'яті micro SD [4, 5], яка підключається через роз'єм XS6. В процесі роботи карта може споживати до 100 мА (в імпульсі), створюючи потужні перешкоди по харчуванню, тому вона запитана від джерела безпосередньо, а інша схема через RC - фільтр R16 C5.

Від використання стандартної файлової системи FAT на карті SD довелося відмовитися: вона не стійка до раптового зникнення живлення, а пам'яті МК мало для буферизації надходять в реальному часі даних. Розроблено альтернативний формат зберігання інформації. Запис на карту здійснюється послідовно, сектор за сектором. Чотирехбайтний номер першого вільного сектора EmptyPos, в який повинна здійснюватися запис нових даних, зберігається в EEPROM мікроконтролера. Після запису чергового сектора номер EmptyPos інкрементується.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У кожному секторі SD-карти (розміром 512 байт) поряд з корисними даними зберігається сигнатура і 4-байтний номер першого сектора файлу. Таким чином, хоча дані на карту пишуться строго послідовно, вони структуровані у вигляді файлів, рис. 4.1. Логіка отримання списку всіх файлів реалізується програмою на персональному комп'ютері; при цьому робляться додаткові заходи по контролю і корекції помилок.

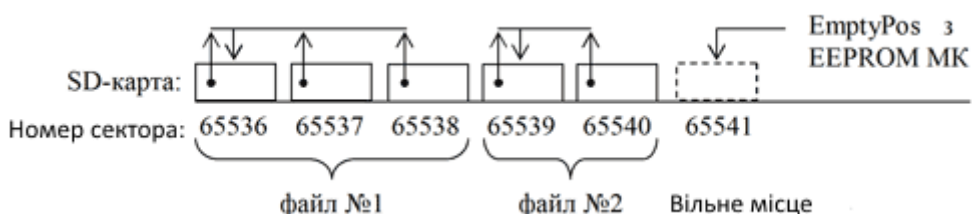


Рис.4.1 Механізм послідовного запису файлів на SD-карту

Замість звичних операцій форматування (при установці нової SD-карти) і видалення файлів (при вичерпанні обсягу карти) користувачем виконується операція установки EmptyPos на початковий сектор з номером 65536. Перші 65536 секторів карти не використовуються заради збереження існуючої на карті «справжньої» файлової системи.

4.3 Способи з'єднання з комп'ютером. Програмні та апаратні елементи

Пристрій з'єднується з комп'ютером по інтерфейсу RS-232 через роз'єм XS6. Резистор R33 обмежує струм через вихід RX МК в умовах, коли напруга вхідного сигналу вище напруги живлення МК. Сигнали на роз'ємі XS6 мають рівні TTL, тому безпосередньо підключати комп'ютер до роз'єму XS6 не можна! Тому в схемі в версії з друкованою платою цей роз'єм прибраний, а на місце нього був встановлений вмонтований в плату чіп max3232. Саме через його роботу проходить комутація з комп'ютером. При необхідності можна обійтися без роботи цього перетворювача, але тоді слід використовувати готовий перехідник USB-COM від стільникового телефону (зазвичай такі перехідники мають рівні TTL) або виготовити такий перехідник самостійно на базі мікросхеми FT232R за типовою схемою. В крайньому випадку можна зібрати перетворювач рівнів в TTL на мікросхемі MAX232 або за схемою на рис. 4.2.

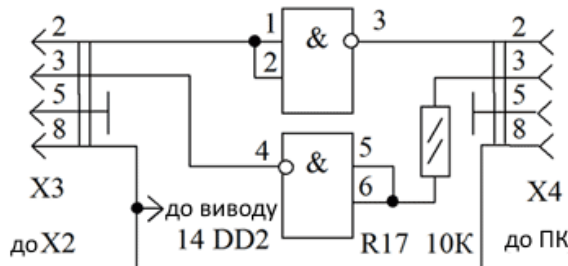


Рис. 4.2 - Простий перетворювач TTL - RS-232

									Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					58

Швидкість обміну пристрою з комп'ютером фіксована: 57600 бод. Тільки для прискорення переписування файлів з SD - карти в ПК швидкість може бути підвищена до 460800, 806400 або 921600 бод (якщо комп'ютер їх підтримує). Видача даних у своїй здійснюється МК програмно на висновок RC0 (а вихід TX відключається).

4.4 Програмне забезпечення мікроконтроллера

Після ініціалізації SD-карти через 1-2 сек від включення SA1 на виході TX DD1 повинен з'явитися сигнал передачі потоку даних в ПК. Якщо тепер з'єднати ПК до пристроєм і вибрати в програмі EKG_SD_2010.exe правильний COM-порт, на екрані повинні відображатися стан запису, номер сектора EmptyPos, показники датчиків ВК1, ВК2 і графік оцифрованого кардіосигналу. Далі слід натиснути кнопку «СТОП» і виконати «форматування». Успіх виконання цих операцій свідчить про коректну зв'язку пристрою з ПК. Натисканням кнопки «Ініціалізація» перевіряється, чи правильно пристрій пізнає SD-карту.

Поки електроди E +, E-, E0 нікуди не підключені, справний підсилювач кардіосигналу повинен «ловити» (а комп'ютер відображати) сигнал перешкоди 50 Гц від мережі. При замиканні між собою E +, E-, E0, амплітуда перешкоди повинна різко зменшуватися, причому на виведення 6 DA3 повинна бути приблизно половина напруги живлення.

Принцип роботи програми (короткий склад команд):

На початку (перші 256 інструкцій) розміщена програма МОНІТОР (стартер), яка дозволяє заливати нові прошивки по RS-232, а також надає ряд простих і потрібних функцій по роботі з RS-232 і доступом до флеш пам'яті даних і програми.

- Протокол обміну з МОНІТОР:
 - Обмін на швидкості 57.6 Кбіт / сек для кварцу 10 МГц
 - Якщо протягом 0.1 сек не прийнятий байт 0xcd - запуск програми користувача;
 - Прийом байта 0xcd - відкласти запуск програми користувача до особливих вказівок.
- Вимикаємо всяку апаратуру, що зачіпає виходи, включення Usart
- Декодування команди Монітора для доступу до пам'яті
 - на вході: W - код команди і обраний нульовий банк
 - якщо це код команди, виконуються її дії з обміном по Usart руйнується FSR
- Читання програмної пам'яті
 - На вході EEADRH: EEADR (0x10f: 0x10d) - адреса комірки, банк - будь-який

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- На виході EEDATH :: EEDATA (0x10e: 0x10c) - прочитане значення і акумулятор W = EEDATA, банк на виході встановлюється нульовим
- Читання flash - пам'яті
 - На вході W - адреса комірки, банк - будь-який
 - На виході EEDATA (0x10c) - прочитане значення і акумулятор W = EEDATA, банк на виході встановлюється нульовим
- Очікування закінчення записи у flash - пам'ять
 - на вході - будь-який банк
 - на виході - Нульовий банк, але більше нічого не руйнується необхідно викликати до запису в EEADR і EEDATA (здається)
- Запис у flash - пам'ять
 - перед викликом повинен стояти виклик Mem_WriteFlash_Wait
 - На вході EEADR (0x10d) - адреса комірки,
 - EEDATA (0x10c) - значення для запису
 - банк - будь-який
 - на виході Нульовий банк, W руйнується, а переривання заборонені (!)
- Настроках стандартного режиму Usart
 - на вході будь-який банк, на виході - нульовий
 - прийняти байт
 - Вхід: W - час тайм-ауту в одиницях по 0.5 мс
 - покладається, що обраний нульовий банк
 - Вихід: W - прийнятий байт, C == 1, якщо була помилка або TimeOut
 - Регістр FSR руйнується, інші - ні!
- Параметри програмного режиму I2C
 - I2CPORT equ PORTB за очистку біт відповідного порту відповідає код ініціалізації,
 - I2CTRIS equ TRISB процедури I2C їх не чіпають
- Декларація команд для SD / MMC карт
- Прапори змінної MMC_Init_Status - результати ініціалізації SD- карти
 - MMCINIT_SD2 equ 0 встановлено, якщо версія специфікації SD >= 2.0
 - MMCINIT_HC equ 1 встановлено, якщо SD HC
 - MMCINIT_INITOK equ 2 встановлено, якщо ініціалізація SD проведена успішно
 - MMCINIT_CANWRITE equ 3 встановлено, якщо SD готова до запису блоків даних
- Параметр записи "файлів" на SD - карту:

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		60

Число, якому повинен бути кратний номер першого сектора кожного файлу і EmptyPos дозволяє знизити число модифікацій змінної EmptyPos у flash пам'яті мікроконтролера до розумної величини. У той час "хвости" всіх файлів будуть усікається на цю величину повинно бути ступенем двійки!

- Результати ініціалізації SD- карти читаємо з EEPROM змінну EmptyPosCode і конверти в EmptyPos MOVE32M File_Sta rtAdr, EmptyPosі це буде перший сектор нового файлу
- Зараз мабуть йде запис в SD-карту, і можна встигнути зробити свої справи
- Перевіряємо, немає чи команди на зупинку записи дивимосся, треба чи записувати в EEPROM змінену змінну EmptyPos
- Кодуємо EmptyPos в EmptyPosCode з перевіркою зміни: в WaitST число змінених байт, в FSR - номер байта (зміна молодших біт EmptyPosCode по масці FILE_GRANULA може ігноруватися)
- Тепер FSR - номер єдиного зміненого байта змінної EmptyPosCode який і необхідно зараз записати у flash пам'ять МК
- Встановлюємо адресу EEPROM для запису с попередніми call Eeprom_Write_Set_EEADR очікуванням закінчення передующй записи у flash МК
- Ініціюємо запис у flash- пам'ять МК одного зміненого байта EmptyPosCode movwf EEDATA(зміна молодших бітів, обраних FILE_GRANULA, може бути проігноровано)
- Закінчення записи чекати не збираємося - будьте уважні!
- Опитуємо електронний термометр
- Передаємо початок пакета - Start Block Token
movlw 0xfc
call Streem_OutM MC
- А потім передаємо дані пишемо значення спец АЦП
- Пишемо усереднені дані від акселерометра MMA7455LT і починаємо нове накопичення даних від акселерометра MMA7455LT
- Передаємо стан запису на SD-карту: прапор ініціалізації, відповідь на CMD25, Data Response Token
- Читаємо відповідь SD - карти відразу за переданим блоком даних

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		61

- Методи вирішення помилок. Наприклад, виникла помилка під час запису в SD / MMC - карту
 - Збережемо код помилки для візуалізації. Тільки в разі помилки даємо команду скасування
 - Вимикаємо SD-карту
 - Підготувати SD-карту до запису множетва блоків даних з сектора EmptyPos. Якщо карта готова, то в MMC_Init_Status встановлюється біт MMCINIT_CANWRITE і карта включена (CS = 0)

Точка входу в головний командний цикл

У цьому режимі пристрій сам нічого не суміш може призвести, а тільки виконує команди з компа. В інших циклах підтримується команда STOP переходу в головний командний цикл.

Головний цикл теж підтримує команду STOP і дає характерний відповідь на неї, щоб комп міг упевнитися в тому, що пристрій готовий до виконання його команд.

- КОМАНДА ЧИТАННЯ СЕКТОРА З MMC за заданою адресою
 - На вході номер сектора і розмір читаються даних
 - У відповіді передається 0xfe, якщо команда прийнята і будуть дані, або відповідь R1 або Data Error Token, якщо на цьому все.
 - якщо розмір не 512, замість CRC передається маркер 0xaa, 0x79
- КОМАНДА ЧИТАННЯ БЕЗЛІЧІ СЕКТОРІВ, починаючи з заданого адреси
 - На вході: номер сектора, розмір блоку / 2, код швидкості обміну (0-usart57600 або k-115200 * k)
 - Відповідь: 0x53, відповідь R1 на команду SD, і якщо нуль, то буде передача даних з цього режиму можна, можливо буде вийти тільки командою STOP
 - На початку передається швидкість обміну виду 0xTT, де T - множник 115200, і далі передаються.
 - Дані на новій швидкості, поки немає команди STOP або не виникає помилка читання
 - Для виходу з нескінченного циклу необхідно послати команду STOP
 - При виході з нескінченного циклу включається стандартна швидкість обміну по Usart,
 - Множинне читання скасовується (шле R1) і надсилається стандартна квитанція на STOP.
 - Команду STOP можна посилати повторно (відповідальний головний цикл), щоб упевнитися, що запитана раніше передача даних припинена
 - Формат даних - 0xfe, дані, CRC. Якщо не 0xfe, то даних більше не буде
 - Перед входом в високошвидкісний режим пауза 1 сек, і видається код перевірки 0x99, 0xaa, 0x12, 0x55

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Ініціалізація SD - карти. супроводжується видачею інформації по Usart:
 - 0x57, (відповідь на CMD0) -1, і якщо ця різницю нуль, то продовження відповідь на CMD8: R1 + 4 байта (R1 == 1, якщо успіх)
 - відповідь R1 на CMD1, і якщо нуль, то продовження (карта ініціалізована), відповідь на CMD58_READ_OCR: R1 + 4 байта (R1 == 0, якщо прийнята).
 - В кінці завжди шле байт MMC_Init_St atus.
- Запис W в EEPROM за адресою EEADR ++: після запису переривання дозволяються, очікується закінчення записи W і адреса EEADR інкрементується (перед установкою EEDATA = W очікується кінець попереднього запису, а якщо використовувати парну функцію Eeprom_Write_Set_EEADR з аналогічним очікуванням, то робота буде повністю безпечної)
- читаємо АЦП і додаємо дані з АЦП в ACP_Sum
- запускаємо перетворення АЦП

4.5 Програмне забезпечення комп'ютеру

1. Призначення програми EKG_SD_2010.exe

1.1 Програма EKG_SD_2010.exe призначена для використання спільно з пристроєм «аналізатор моніторингу серцебиття» (далі «пристрій»). Частина функцій виконується пристроєм самостійно, частина під управлінням програми EKG_SD_2010.exe.

1.2. Пристрій (схема + програма в мікроконтролері) забезпечує:

- зчитування, посилення і оцифровку кардіосигналу в одному каналі;
- вимірювання температури в заданій точці інтегральним цифровим термометром DS тисяча шістсот двадцять одна;
- вимір прискорень, головним чином положення вектора сили тяжіння для визначення орієнтації пристрою в просторі;
- вимірювання частоти сигналу від додаткового датчика на вході мікроконтролера ССР 1;
- запис потоку вимірювань на карту пам'яті мікро - SD (якщо вона встановлена);
- взаємодія з комп'ютером (програмою EKG_SD_2010.exe) через інтерфейс RS - 232.

1.3. програма EKG_SD_2010.exe виконується на персональному комп'ютері і забезпечує в иполн ення наступних функцій:

- завдання режиму роботи пристрою: або режим запису і кардіограми на карту пам'яті SD; або режим копіювання раніше записаних даних на комп'ютер;

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- візуалізація кардіограми, температури, прискорень, частоти і стану пристрою в процесі запису даних на SD - карту;
- зчитування списку записаних на SD - карту файлів;
- копіювання на комп'ютер вибраних файлів;
- збереження оцифрованого кардіосигналу в широко поширеному форматі WAVE PCM;
- цифрову фільтрацію кардіосигналу, розпізнавання R - зубців і розрахунок частоти пульсу як функції часу;
- ідентифікацію ділянок відсутності або спотворення кардіосигналу;
- спільну візуалізацію вихідного кардіосигналу, фільтрованої кардіосигналу, розпізнаних R - зубців, частоти пульсу, температури, прискорень і частоти на вході СС 1 для їх аналізу оператором;
- експорт цих даних як функцій часу в текстові файли, які далі можуть бути використані в сторонніх програмах (наприклад, Excel).

2. Режими роботи програми

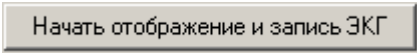
2.1. Програма може функціонувати в трьох режимах:

- режим е візуалізації кардіограми, показань датчиків, стану записи в процесі запису даних на карту SD;
- режим е копіювання раніше записаних даних на комп'ютер;
- режим е обробки і аналізу кардіограм.

Перші два режими відповідають двом режимам, в яких може перебувати пристрій. Для роботи в цих режимах до СОМ-порту комп'ютера повинно бути підключено пристрій, а номер відповідного порту повинен бути обраний в програмі.

Третій режим включає аналіз кардіосигналу з метою обчислення частоти пульсу і спільну візуалізацію пульсу і показників датчиків для їх аналізу оператором.

3. Режим візуалізації кардіограми

Відразу після запуску програма вона знаходиться в режимі візуалізації кардіограми, рис. 4.3. Режим призначений для контролю якості кріплення електродів на тілі або для використання пристрою без SD - карти для перегляду кардіосигналу в реальному часі. Для переходу в цей режим можна також натиснути кнопку  (При цьому пристрою відсилається відповідна команда).

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

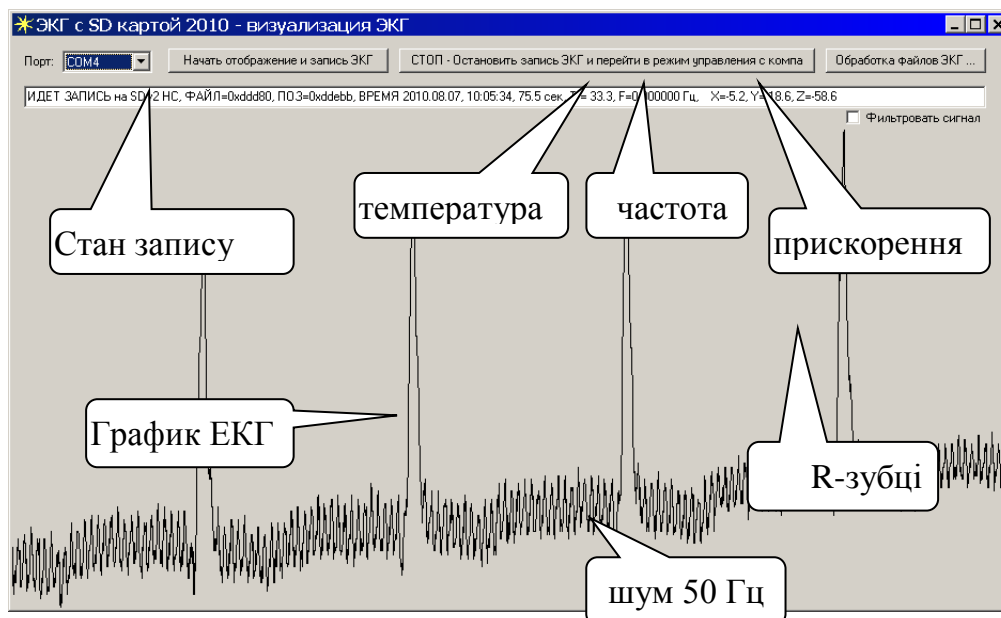


Рис. 4.3 - Програма в режимі візуалізації ЕКГ

Якщо пристрій увімкнено і дійсно знаходиться в режимі запису, то у верхній частині вікна відображається рядок стану процесу запису на SD - карту, вимірювання температури, частоти на вході ССР 1 і прискореного я по X, Y, Z. Нижче відображається графік оцифрованого кардіосигналу за п оследніє 3 секунди. Масштаб графіка по вертикалі програмою ви вибирається автоматично.

Стан записи на SD - карту включає тип SD - карти (наприклад, SDv2 HC), номер першого сектора файлу (ФАЙЛ = 0xd dd 80), перший вільний для запису сектор EmptyPos (ПОЗ = 0xd d eb b), який постійно збільшується. Також відображається дата і час початку запису, і її тривалість (ЧАС 2010.08.07, 10:33:47, 519.5 сек).

Опція «Фільтрувати сигнал» запускає механізм фільтрації кардіо сигналу перед його відображенням. При цьому використовуються поточні параметри обробки кардіо сигналу (див. Нижче п. 5).

4. Режим копіювання файлів

Для переходу в режим копіювання раніше записаних даних на комп'ютер необхідно натиснути кнопку СТОП - Остановить запись ЭКГ и перейти в режим управления с компа. При цьому Пристрій не буде записувати дані на SD - карту і готується до прийому команд від комп'ютера. Головне вікно програми приймає вигляд, показаний на рис. 4.4.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

65

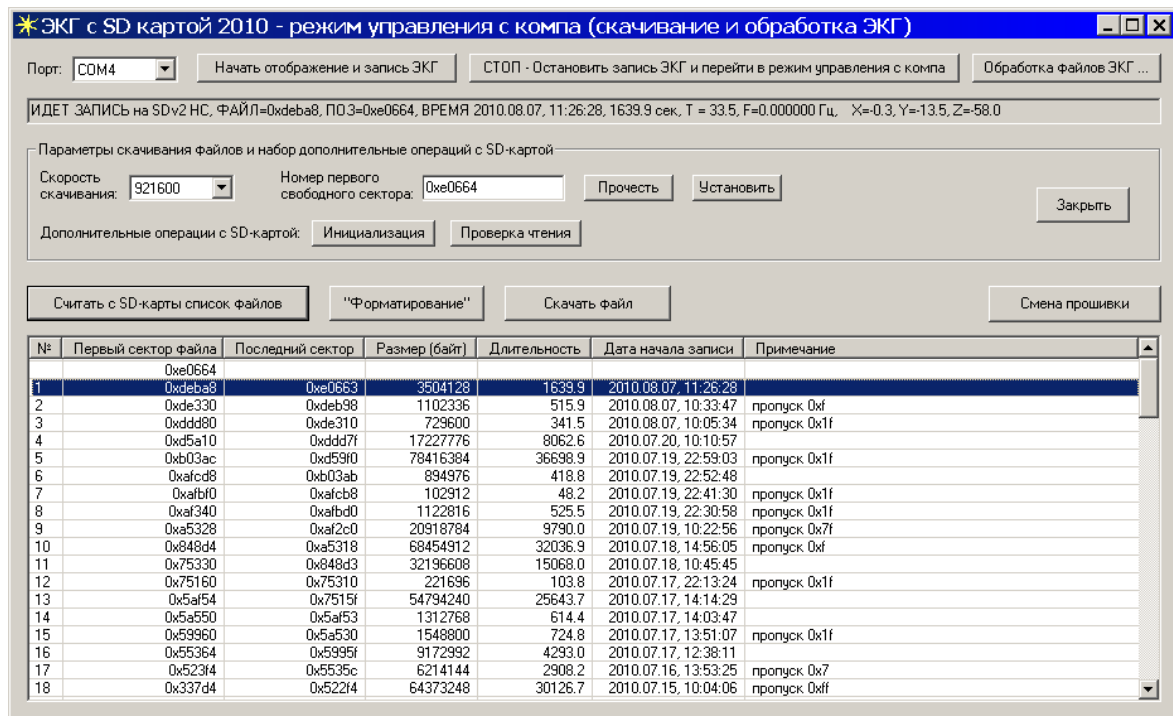
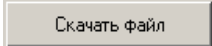


Рис. 4.4 - Програма в режимі зчитування файлів

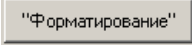
Основні операції в цьому режимі - ціни загрузка і копіювання обраного файлу на комп'ютер.

Для завантаження і з SD - карти списку записаних файлів необхідно натиснути кнопку **Считать с SD-карты список файлов**. Список файли формується послідовно, починаючи з записаного останнім. Спочатку програма запитує у пристрої номер EmptyPos першого вільного для запису сектора. Тоді сектор, що передує EmptyPos, є останнім сектором записаного останнім файлу. Прочитавши цей сектор можна визначити перший сектор файлу. Тоді п редшествующій йому сектор є останнім сектором передостаннього файлу, і так далі. Додатково враховується, що через буферизації картою SD записуються на неї даних в разі раптового відключення живлення останні кілька секторів файлу можуть бути втрачені, причому МК не знатиме про це. Тому при переході до попереднього файлу завжди аналізується ціла група секторів, що передують першому сектору поточного файлу або EmptyPos.

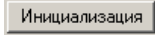
Як ім'я файлу виступає шістнадцятковий номер першого сектора файлу. Для файлів, при записі яких виконувалася візуалізація даних, до такого імені додаються час і так т а початку запису файлу. Пристрій не містить годин реального часу, тому для прив'язки файлу до часу необхідно під час його запису підключити пристрій до комп'ютера; при цьому програма запам'ятовує номери відповідне першого сектора і часом початку запису (відповідність між номером початкового сектора і датою зберігається в каталозі DATECACHE поруч з програмою).

Для скачування файлу в комп'ютер необхідно вибрати файл у списку і натиснути кнопку . Завантаження здійснює на тій швидкості, яка обрана в випадаючому списку (921600, 806400, 460800 або 57600 бод). Якщо виникають проблеми, слід використовувати мінімальну швидкість 57600 бод.

Збереження здійснюється або в файли з розширенням «ЕКГ», які представляють собою точну посекторного копію записаних на SD - карту даних (включаючи кардіосигнал і показники датчиків, див. П. 6). Файли «ЕКГ» надалі їх можна відкрити і обробити програмою EKG_SD_2010.exe, см. П. 5. Також збереження (тільки кардіосигналу) може бути здійснено в форматі WAVE PCM, який «розуміє» безліч програм (зокрема, звукові редактори).

Замість звичних операцій форматування (при установці нової SD - карти) і видалення файлів (при вичерпанні обсягу карти) користувачем виконується операція установки змінної EmptyPos в EEPROM МК на початковий сектор з номером 65536. Для цього призначена кнопка . Перші 65536 секторів карти не використовуються задля збереження з у шестивить на карті «справжньої» файлової системи.

Решта функцій програми - допоміжні, призначені для діагностики та усунення несправностей. Можна прочитати або встановити номер першого вільного сектора (EmptyPos). Наприклад, можна запам'ятати номер першого сектора останнього файлу і EmptyPos, щоб в разі порушення зберігання EmptyPos в пам'яті МК можна було відновити EmptyPos.

Також можна перевірити, як пристрій розпізнає SD - карту (кнопка ), При цьому відображаються відгуки карти на команди ініціалізації, рис. 4.5.

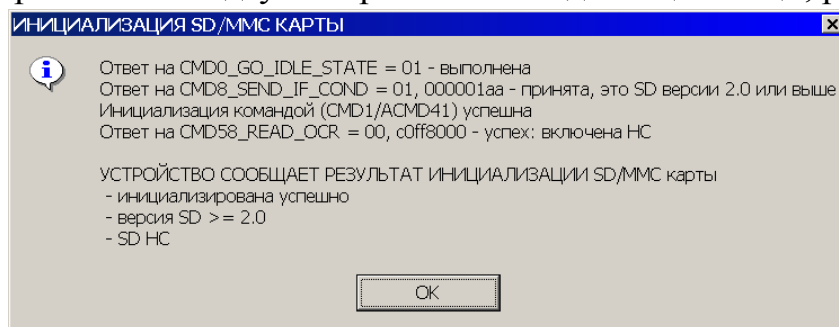


Рис. 4.5 - Відгук пристрою на команду ініціалізації SD - карти

Кнопка «Зміна прошивки» переводить програму в режим перепрограмування пристрою для завантаження нової версії прошивки (але спочатку в мікроконтролер в режимі високовольтного програмування повинна бути занесена прошивка EKG_SD_2010. Hex).

5. Режим обробки кардіограм

Натискання на кнопку **Обработка файлов ЭКГ ...** переводить програму в режим обробки раніше записаних кардіограм. При цьому в першу чергу у користувача запитується ім'я файлу (з розширенням * .екг). Так леї протягом деякого часу виконується обробка файлу, а потім результати обробки та відображаються у вигляді графіків, рис. 4.6.

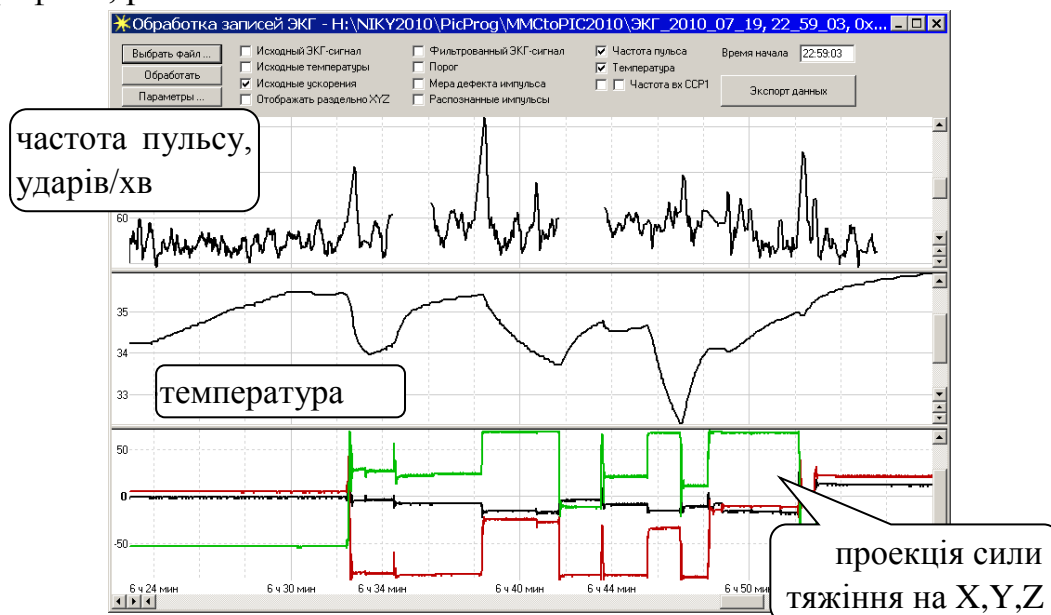


Рис. 4.6 - Режим обробки кардіограм

Автоматична про бработка кардіосигналу зводиться до розпізнавання R - зубців і розрахунку по кардіограмі частот и пульсу. Інші параметри (температура, частота, прискорення або кардіосигнал) тільки візуалізуються.

Зверху вікна розташована панель вибору графіків для відображення. Можна відобразити вихідний оцифрований кардіосигнал, вимірювання температури і прискорень по осях X, Y, Z.

Також можна відобразити оброблений (фільтрована) кардіосигнал, на його тлі - поріг для виділення R - зубців (рис. 4.7) і розпізнані імпульси.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

68

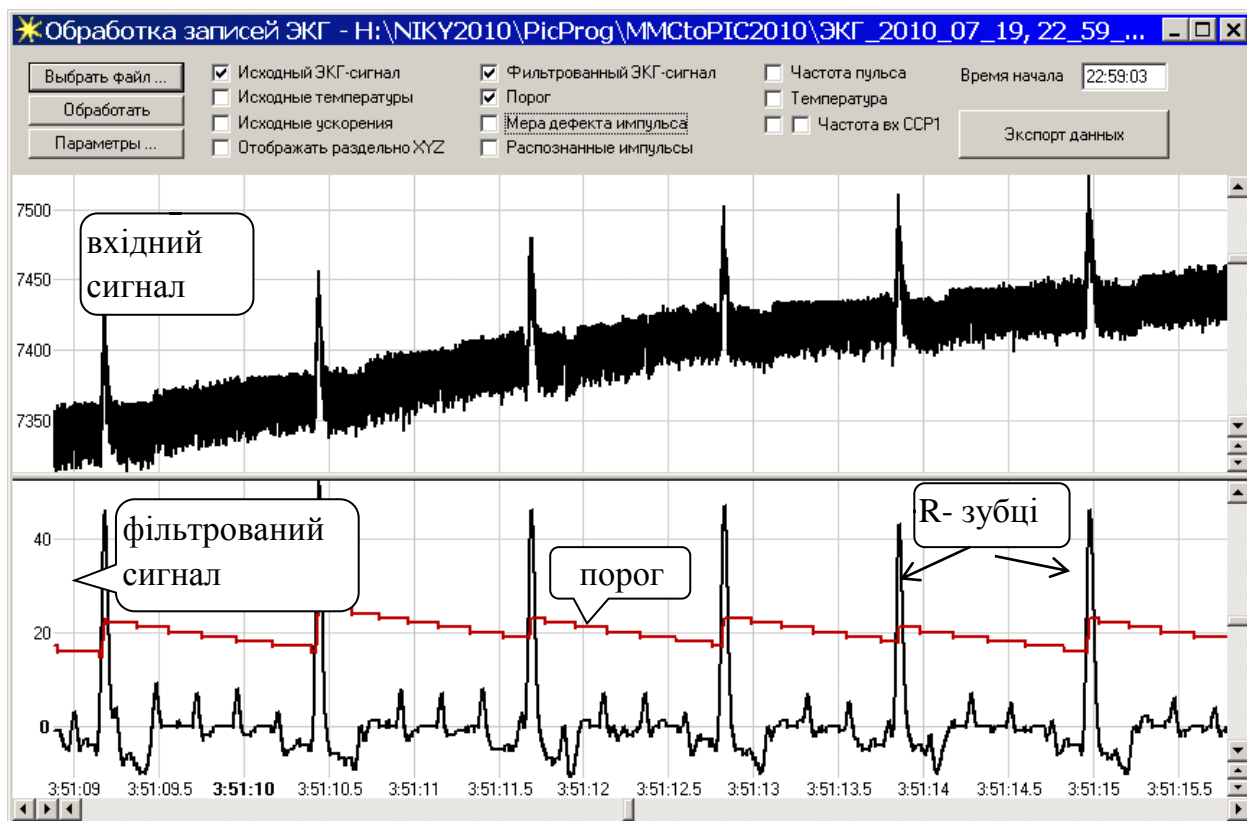


Рис. 4.7 - Вихідний і відфільтрований кардіосигнал і поріг для виділення R - зубців

При русі електродів щодо тіла можуть виникати перешкоди, що значно перевищують корисний сигнал; це звичайна ситуація. Для відбракування таких ділянок сигналу обчислюється міра дефекту імпульсів (селектор «Мірадефекту імпульсу»). На ділянках, визнаних дефектними, частота пульсу не вимірюються.

Також можна відобразити графік і згладженої температури і вимірювань частоти на вході ССР 1.

Для зміни масштабу відображення даних слід використовувати колесо миші і кнопки поблизу смуг прокрутки. Для прокрутки графіки можна перетягувати мишею або використовувати смуги прокрутки. При натисканні правою кнопкою по смугі прокрутки відображається контекстне меню (рис. 5), в якому задаються додаткові параметри відображення. Зокрема можна вибрати або скасувати пункт «автовибір масштабу».

Кнопка «Вибрати файл» призначена для вибору файлу для обробки і візуалізації.

В поле «Час початку» вводиться в форматі «годинник: хвилини: секунди» час початку запису файлу. Воно використовується для відображення підписів по осі часу. Поле заповнюється автоматично, якщо ім'я файлу має формат«ЕКГ_год_мес_день, часи_мін_сек *. *».

Кнопка «Експорт даних» зберігає частоту пульсу, температуру, частоту на вході ССР 1 і прискорення в текстових файлах з роздільниками - символами

табуляції для використання в сторонніх програмах. Файли ім'я - ССР. txt, ім'я - температура. txt, ім'я - ускор. txt, ім'я - частота пульсу. txt зберігаються поряд з вихідним файлом ім'я.екг. У кожному рядку файлу розташовується час в годинах від початку доби, в які почався запис файлу, а далі через символ табуляції інші параметри.

Натискання на кнопку «Параметри ...» призводить до появи діалогу налаштування параметрів обробки кардіосигналу, рис. 4.8. Поруч з кожним параметром є коротке пояснення його призначення.

Параметры обработки ЭКГ-сигнала	
Полуапертура фильтра постоянной составляющей (мс):	251
Полудлительность R-зубца в треугольном приближении (мс):	30
Постоянная времени автоподбора порога (мс):	4000
Минимальная частота пульса (ударов в минуту):	40
Максимальная частота пульса (ударов в минуту):	220
Порог для отбраковки дефектного сигнала:	4
Интервал времени для расчета частоты пульса, секунд:	10

Используется для компенсации дрейфа постоянной составляющей сигнала. Можно принять = мин. расстоянию между импульсами

R-зубцы считаются треугольными. Надо указать полуширину основания. Проверьте выбор глядя на графики распознанных и реальных импульсов

Между импульсами порог уменьшается экспоненциально. Установите постоянную времени (достаточно большую, несколько секунд)

Здесь в терминах частоты задаётся допуск на минимальное и максимальное расстояние между импульсами. Установите достаточно широкий диапазон, но не переборщите - чем шире, тем хуже фильтрация помех и аномалий

Если электроды на грани отрыва, ЭКГ может искажаться, а помехи приниматься за пульс. Если мера искажения больше заданного порога, импульс игнорируется. Для выбора см. график "дефекта импульса".

Сохранить Закрыть По умолчанию

Рис. 4.8 - Діалог параметрів обробки кардіосигналу

6. Формат запису даних на SD карту (формат файлів * .екг)

Пристрій зберігає дані на SD - карті в вигляді файлів, що представляють собою послідовність 512-байтних секторів; файли * .екг уявляю собою точну копію цих даних.

Дані, що зберігаються в кожному секторі карти SD, мають наступну структуру довжиною 512 байт:

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 4.1 Структура пам'яті

поле	Тип	опис
PSP	DWORD	Ознака файлу ЕКГ для розпізнавання типу файлу і початку сектора, рівний 0ха73955аа
FileStart Adr	DWORD	Номер першого сектора файлу. Дозволяє швидко знайти перший сектор файлу і швидко рахувати з карти список файлів, починаючи з останнього
OldFile_ StartAdr	DWORD	Пишеться номер поточного записуваного сектора (поточний EmptyPos). Не використовується.
SysTime	DWORD	Час від початку запису файлу в одиницях по 102.4 мкс. Використовується в режимі візуалізації кардіограми для того, щоб визначити виходячи з поточного часу комп'ютерачас початку запису файлу і запам'ятати номера відповідне першого сектора файлу FileStartAdr і часом початку зйомки.
TH_Con fig	BYTE	результати опитування термометра DS1621 на шині I2C. Використовуються для обчислення температури, якщо датчик підключений. При проблемах з обміном по шині I2C в поле TH_I2C_Error заносяться прапори помилок. Регістри DS один тисяча шістсот двадцять один опитуються чаші, ніж реально оновлюються.
TH_Te mperature	signed char	
TH_Te mperatureL o	BYTE	
TH_Cou nter	BYTE	
TH_Slo pe	BYTE	
TH_I2C _Error	BYTE	
ACP_C H2	WORD	Поле зарезервовано для збереження усередненого коду АЦПв альтернативному каналі (AD 1)
FM_T0	DWORD	Поля, що характеризують частоту сигналу на вході CCP 1. На інтервалі часу формування одного сектора SD підраховується: число імпульсів FM_N на вході CCP 1, час приходу першого імпульсу по системним годинах в тактах МК (FM_T0), сумарна по всім імпульсам час їх приходу (FM_S).
FM_S	DWORD	
FM_N	DWORD	
XOut	WORD	На інтервалі часу формування одного сектора SD в XOut, YOut, Z Out накопичуються показання
YOut	WORD	

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

71

ZOut	WORD	акселерометра MMA7455 LT, причому в XYZN ≤64 число накопичених звітів. У AX_I 2 CError ознака помилки обміну даними по шині I 2C.
AX_I 2 CError	BYTE	
XYZN	BYTE	
EKGData	Масив з 234 звітів типу WORD	<p>Масив з 234 вибірок кардіосигналу. Вибірки беруться рівномірно з частотою 976.5625 Гц. Тобто один сектор SD карти відповідає інтервалу часу $234 / 976.5625 = 0.239616$ сек.</p> <p>До аждий звіт в EKGData формується як сума 10 звітів АЦП, який запускається з частотою 9765.625 Гц (кожні 256 тактів при кварці 10 МГц). За рахунок такого усереднення число біт квантування кардіосигналу підвищується з 10 біт АЦП приблизно до 13.32 біт.</p>

7. Протокол взаємодії програми з пристроєм

Пристрій і комп'ютер (програма EKG_SD_2010.exe) взаємодіють по інтерфейсу RS -232 на швидкості 57600 бод. Як уже зазначалося, пристрій може перебувати в двох режимах:

- режимі візуалізації кардіограми, показань датчиків, стану записи в процесі запису даних на карту SD (відразу після включення);
- режимі копіювання раніше записаних даних на комп'ютер (після команди 0 xcd, 11).

У першому режимі пристрій за своєю ініціативою відсилає в комп'ютер дані, які пишуться на SD - карту (див. п. 6). У цьому потоці після даних кожного сектора додатково передаються три байта, що характеризують стан процесу запису на SD - карту: прапори ініціалізації SD - карти, відповідь на команду CMD25, Data Response Token. Єдина команда від комп'ютера, яку пристрій приймає в цьому режимі - команда 0xcd, 11 зупинки запису і переходу в режим копіювання раніше записаних даних.

В режимі копіювання раніше записаних даних пристрій може посилати дані в комп'ютер тільки у відповідь на певні команди. Прийом команд від комп'ютера здійснюється тільки на швидкості 57600 бод, а видача інформації в комп'ютер як правило виконується на швидкості 57600 бод, крім відповіді на команду 0xcd, 25, для якої відповідь може виконуватися на більшій швидкості. Команди, оброблювані пристроєм, перераховані в таблиці 4.2.

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 4.2 Список команд

Команда від компа	відповідь пристрої	опис
0 xcd, 10	0 xbb, 0 xcc, 0 xdd, 0 xee, 0 xff	Перезавантаження пристрою, тобто перехід в режим запису нового файлу на SD - карту
0 xcd, 11	0x5e, 0 x 44, 0 xe 7, 0 x23	Команда зупинки запису і переходу в режим скачування файлів з SD - карти. Також команда зупинки читання групи секторів
0 xcd, 1, 2, DWORD Sector, BYTE Size	0 xfe + дані з SD карти або код помилки	Прочитати з SD карти заданий сектор StartSector (перші Size * 2 байт) + CRC
0xcd, 13, DWORD Sector, BYTE Fill	про твет карти SD	Команда записи в сектор SD карти Sector заданого байтаFill. При нормальній роботі не використовується.
0xcd, 1 6	0 x 57, (відповідь на CMD 0) -1, відповідь на CMD 8:R 1 + 4 байта; відповідь R 1 на CMD1; відповідь на CMD58_READ_OC R: R 1 + 4 байта. В кінці завжди шле байт MMC_Init_Status	Ініціалізація SD - карти. Ініціалізація завжди виконується при запуску пристрою. Ініціалізація вручну корисна для перевірки, як пристрій пізнає SD карту
0xcd, 23, DWORD Sector, BYTE Data [512]	відповідь SD на команду записи сектора, відповідь SDна посланий блок даних	До Оманд записи даних Data в сектор Sector на SD карті. При нормальній роботі не використовується.
0xcd, 2 5, DWORD Sector, BYTE BlockSz2, BYTE Speed	0 x 53; відповідь SD R 1; код швидкості обміну; пауза 1 сек; перемикування швидкості;	Команда запуску читання групи секторів починаючи зSector. Пристрій в циклі читає сектора і видає першіBlockSz 2 * 2 байт + CRC кожного сектора на швидкостіSpeed (0 - 57600, 4 - 460800, 7 - 806400, 8 - 921600 бод).

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ДП.171.061.007 ПЗ

Арк.

73

	дані SD виду 0xfe, дані, CRC, 0xfe, дані, CRC, ...	Вийти з цього режиму можна тільки командою 0xcd, 11.
0xcd, 34	0x71, DWORD EmptyPos	Команда читання змінної EmptyPos. З неї починається зчитування списку файлів.
0xcd, 35, DWORD EmptyPos	0x71	Команда установки змінної EmptyPos. Використовується для "форматування" або відновлення доступу до даних.
0xcd, 0xcd		Ці команди використовуються тільки для оновлення прошивки МК і описані в початковому тексті прошивки.
0xcd, 0xe6		
0xcd, 0xe7		
0xcd, 0xe8		
0xcd, 0xe9		
0xcd, 0xeb		

Висновки до розділу 4

За функціями, які повинен виконувати «аналізатор моніторингу серцебиття» передбачено:

- Були проаналізовані можливості передачі даних по бездротовій системі, але з-за деяких недоліків довелося відмовитися від такої системи.
 - Споживання електроенергії для мого пристрою повинно бути мінімальним, а бездротова система потребує додаткових витрат енергії;
 - При її монтуванні можливі шуми, які можуть сильно вплинути на показання пристрою.
- Вагомою заміною бездротовій системі було обрано твердотільний накопичувач, який на сьогодні є найпоширенішим носієм для збереження даних;
- Для з'єднання з комп'ютером без задіяний інтерфейс RS-232;
- Створення програми яка керуватиме всіма перетвореннями, тому буде знаходитися у мікроконтролері. Мова програмування Асемблер;
- Створення інтерфейсу, для взаємодії з пристроєм, так як найпоширенішою операційною системою є Windows, то дана програма створена саме під неї. Мова програмування C.

ВИСНОВКИ

Сучасна електроніка має великий спектр використання. Медицина займає важливе місце у ньому. Так, для створення медичних приладів необхідно мати знання для цього. Прикладений список дій є коротким переліком, і не обмежується тільки порівняннями. Люди закінчують спеціальні курси для роботи з такими пристроями як ЕКГ. Тому для використання даного приладу краще робити усі дії під пильним наглядом досвідченого лікаря. Вже існують багато діючих приладів для аналізу стану здоров'я, але мають велику вартість. Даний пристрій не має обмежень у перефії, дає змогу працювати з носимими датчиками. Його показання сворені тільки за наглядом стану пацієнта, і не бажано робити діагнози за його показаннями, для цього є потужніші, стаціонарні станції.

Проаналізувавши ринок, аналогічний пристрій має декілька недоліків:

- Дорога вартість;
- Так як аналоги існують тільки зарубіжні, то з-за їх попиту їх дуже важко дістати;
- Можливість додавати до показань датчики (температури, положення тіла і т.д).

За даними твердженнями, створення пристрою аналізатора моніторингу серцебиття вважаю доцільним.

З показань розрахунків надійності, пристрій має необхідні параметри для використання в умовах, в яких перебуває звичайна людина. Розрахунок технологічності показав, що даний пристрій може бути створений на автоматичній лінії з мінімальним втручанням людини.

Аналіз параметрів для створення даного приладу, передбачає наступні дії:

- Вибираємо двосторонні плати. Такий вибір ДДП дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість;
- Найбільш поширеним матеріалом для виробництва ДДП і БДП є FR-4. Для основи виберемо FR4, оскільки він володіє високою механічною міцністю, стійкістю до стирання, низьким прониканням вологи, високою хімічною стійкістю, відмінними діелектричними характеристиками, довговічністю та дозволяє отримати отвори високої якості, а це важливо для монтажу елементів в отвори.
- Вивчивши переваги та недоліки комбінованого методу, будемо використовувати комбінований позитивний метод.
- Усі роботи з прокладанням маршрутів плати, виконуватимемо в програмі DipTrace.

За функціями, які повинен виконувати «аналізатор моніторингу серцебиття» передбачено:

					ДП.171.061.007 ПЗ	Арк.
						75
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Були проаналізовані можливості передачі даних по бездротовій системі, але з-за деяких недоліків довелось відмовитися від такої системи.
 - Споживання електроенергії для мого пристрою повинно бути мінімальним, а бездротова система потребує додаткових витрат енергії;
 - При її монтуванні можливі шуми, які можуть сильно вплинути на показання пристрою.
- Вагамою заміною бездротовій системі було обрано твердотільний накопичувач, який на сьогодні є найпоширенішим фізичним містилищем даних;
- Для з'єднання з комп'ютером буз задіяний інтерфейс RS-232;
- Створення програми яка керуватиме усіма перетвореннями, тому буде знаходитися у мікроконтроллері в пристрої.

Мова програмування Асемблер;

- Створення інтерфейсу, для взаємодії з пристроєм, так як найпоширенішою операційною системою є Windows, то данна програма створена саме під неї.
- Мова програмування C.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						76
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Барановский А.Л. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
2. Авербух В. Инструментальные усилители. Схемотехника, 2001. – № 1. – С. 26.
3. Гордейчук А.П. Система "активной земли" в электрокардиографах. – Петербургский журнал электроники, 2005. – №2. – С. 37.
4. http://www.sdcard.org/developers/tech/sdcard/pls/Simplified_Physical_Layer_Spec.pdf
5. Терехин Ю. Музыкальный звонок с картой MMC. Радио, 2009. -- №9. – С. 24-27.
6. <http://cxem.net/medic/medic24.php>
7. <http://cxem.net/medic/medic38.php>
8. http://www.ftdichip.com/Documents/DataSheets/DS_FT232R.pdf
9. Сизенцева Г.П. - Методическое пособие по электрокардиографии (в помощь медицинской сестре). – М.: Издательство НЦССХ им. Бакулева РАМН, 1998. – 68 с.
10. «Электрокардиограмма: анализ и интерпретация» / А.В.Струтынский. - 14-е изд. -М.: МЕДпресс-информ, 2012. - 224 с.: ил. ISBN 978-5-98322-834-4
11. <https://studfiles.net/preview/3595213/page:18/>
12. Гребенев А.Л. Пропедевтика внутренних болезней.- М.: Медицина, 2001.- 592 с.
13. Пропедевтика внутрішніх хвороб з доглядом за терапевтичними хворими /За ред. А.В.Єпішина.- Тернопіль: Укрмедпошта, 2001.- 768 с.
14. Короткий В.В. Комп'ютерні тести з пропедевтики внутрішніх хвороб. Методи обстеження. Симптоми / В.В. Короткий, А.Б. Ново сад.- К.: Здоров'я, 2001. - 147 с.
15. Мухин Н.А. Пропедевтика внутренних болезней / Н.А. Мухин, В.С. Моисеев.- М.: Медицина, 2002. - 764 с.
16. Нетяженко Б.З. Загальний та спеціальний догляд за хворими / Б.З. Нетяженко, А.Г. Сьоміна, М.С. Присяжнюк. - К.: Здоров'я, 1993.- 304 с.
17. Общий уход в терапевтической клинике / Под ред. проф. В.Н. Ослопова.- М.: Медпресс – информ, 2002.- 168 с.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						77
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

18. Струтынский А.В. Основы семиотики заболеваний внутренних органов. Атлас / А.В. Струтынский, А.П. Баранов, Т.Е. Ройтберг.- М., 2004 - 298с.

19. Яворский О.Г. Пропедевтика внутренних болезней в вопросах и ответах / О.Г. Яворский, Л.В.Ющик.- К.: Здоров'я, 2003.- 300 с

20. <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/2331/elektrokardiografiya>

21. Здоровье матери и ребенка: Энциклопедия / Под ред. акад. Е.М. Лукьяновой. — К., 1993; Словарь физиологических терминов / Под ред. акад. О.Г. Газенко. — М., 1987

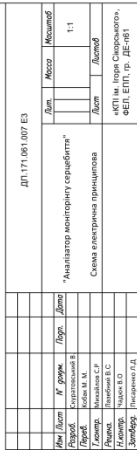
22. <http://studhosp.city.kharkov.ua/добове-моніторування-електрокардіог/>

23. https://med-magazin.ua/cat_336.htm

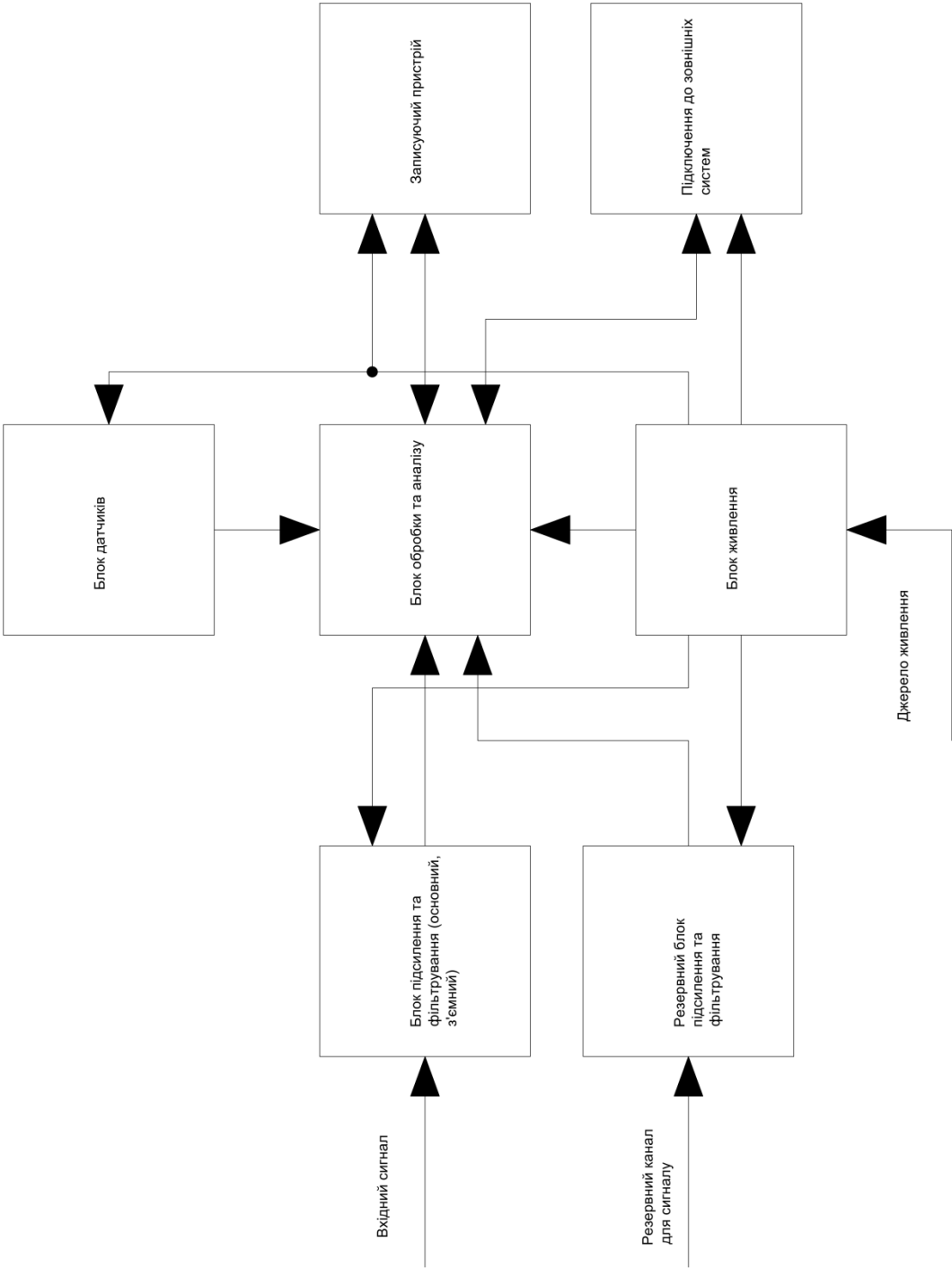
					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Арк.
						78
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
«Схема електрична принципова»

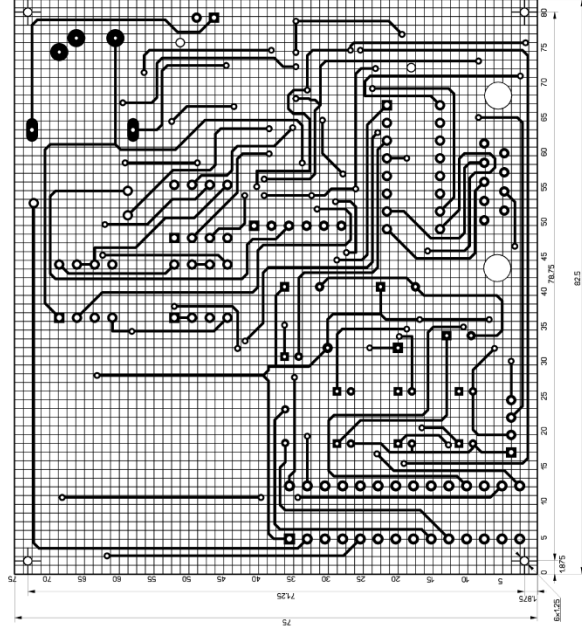


ДОДАТОК Б
«Схема електрична структурна»









ДП "Укроборонпром"									
№ п/п	№ документації	Поз.	Дат.	Місц.	Місц.	"Національний центр досліджень"			
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Система електрична структура						Дат.	Дат.	Дат.	Дат.
"ІНТЕЛ" ім. Ігоря Савченка, м. Київ, вул. Савченка, 10, п. 10						ФЕЛ, БПН, П. 10, ДБ-101			
Категорія						Формат А1			

ДОДАТОК В
«Друкована плата»



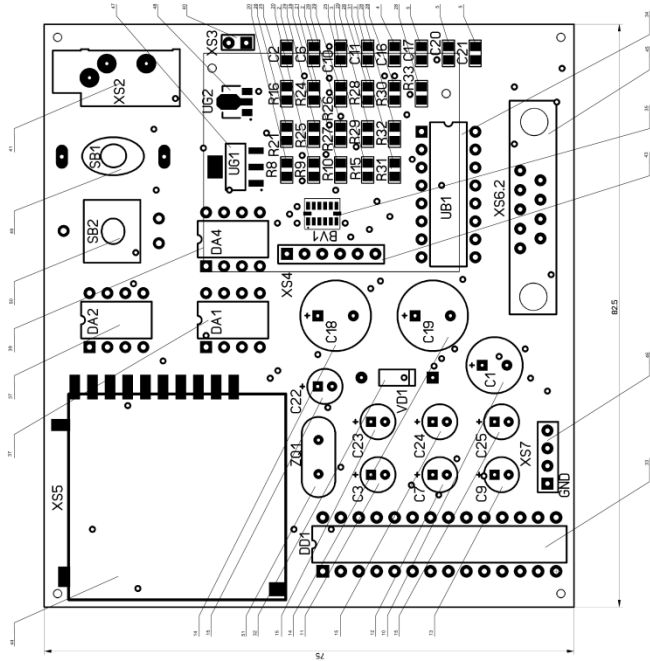
1. Плату виготовлено комбінованим позитивним методом
2. Плата повинна відповідати ГОСТ 23752-79
3. Крок координатної сітки 1,25 мм
4. Конфігурацію провідників витримати за координатною сіткою $\pm 0,3$ мм.
5. Провідники умовно позначені суцільними лініями
6. Допускається округлення кутів контактних площадок і провідників у вузлах

Умовні позначення	Внутрішній діаметр	Зовнішній діаметр	Назва металізації	Кількість
	3,8 мм	4,1 мм	Ні	2
	1,25 мм	1,35 мм	Ні	6
	0,7 мм	1,25 мм	Ні	116
	0,5 мм	1 мм	Тіт	68
	2 мм	2,55 мм	Ні	3
	0,5 мм	2 мм	Ні	2

[illegible]

ДОДАТОК Г
«Складальне креслення»

30.000.000.000.000



* Розміри для довідок

1. Встановлення елементів проводити за ОСТ 4 010.030-81
2. Елементи паяти припоєм Прв КР2 ПОС-61 ГОСТ 1981-76
3. Довжина виступаючих виводів за плату 1,0-0,5 мм
4. Після налаштування плату з двох сторін покрити лаком УР-231 ТУ6-10-863-84 У1 (крім контактних площадок GND, +5V, 3.3V)
5. Маркувати заводський номер та дату випуску краскою МКЗБ біла ОСТ 4.054.205
6. Товщина плати вказана без джерела живлення

ДСТ 171.580.1.001.01 ОК									
Ави	Вари	К. роки	Пари	Дати	"Універсальний виробник"				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Складання виробника				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				
Листи	Сторінки	Код на	Код на	Код на	Сторінки, сторінки, сторінки				

ДОДАТОК Д
«Перелік елементів»

Позначення		Найменування			Кіль.	Примітки				
		<u>Конденсатори</u>								
C2, C6		Конденсатор Hitano 100 нФ 0805			2					
C10, C11		Конденсатор Hitano 0.22 мкФ 0805			2					
C16		Конденсатор Hitano 2.2 мкФ 0805			1					
C14, C15, C17, C20, C21		Конденсатор Hitano 0.1 мкФ 0805			5					
C4		Конденсатор Hitano 1.5 нФ 0805			1					
C5		Конденсатор Hitano 10 нФ 0805			1					
C8		Конденсатор Hitano 1 нФ 0805			1					
C12, C13		Конденсатор Hitano 0.33 нФ 0805			2					
C1		Конденсатор електролітичний jamicon 470 мкФ 16В			1					
C3		Конденсатор електролітичний jamicon 220 мкФ 6,3В			1					
C7		Конденсатор електролітичний jamicon 47 мкФ 16В			1					
C9		Конденсатор електролітичний jamicon 100 мкФ 6,3В			1					
C18, C19		Конденсатор електролітичний jamicon 1000мкФ 16В			2					
Підп. І дата		C22-C25		Конденсатор електролітичний jamicon 10 мкФ 25В		4				
				<u>Діод</u>						
		VD1		1N4148		1				
				<u>Мікросхеми</u>						
Взам. Інв. №		DD1		PIC16F873		1				
				<u>Перетворювачі, пристрої зв'язку</u>						
		UB1		MAX3232		1				
				<u>Датчики</u>						
		BV1		MMA7455L		1				
Підп. і дата		BK1		DS1621		1				
Лист. № підп.						ДП.171.061.007 ПЕ				
		Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	«Аналізатор моніторингу серцебиття»			
		Розроб.	Скуратовський В.І							
		Перевірив	Кобак М. М.							
		Т.контр.	Михайлов С.Р							
		Реценз.	Лазебний В.С							
Н.контр.	Чадюк В.О				Перелік елементів					
Затверд.	Писаренко Л.Д.									
						Літ.	Арк.	Аркушів		
							1	3		
						«КПІ ім. Ігоря Сікорського», ФЕЛ, ЕПП, гр. ДЕ-пб1				

Лист	№	Підп.	і	дата	Взам.	Інв.	№	DA4	AD023	1			
									Стабілізатори				
Лист	№	Підп.	і	дата	Взам.	Інв.	№	UG1	AMS1117	1			
								UG2	78L05	1			
									Резонатор				
								ZQ1	10МГц 20пФ 1мВт	1			
Лист	№	Підп.	і	дата	Взам.	Інв.	№						
												ДП.171.061.007 ПЕ	Лист
													2
								Зм.	Лист	№ докум.	Підп.		Дата

Позначення	Найменування	Кіль.	Примітки
	<u>Резистори</u>		
R1, R4, R20	Варистор (або перемичка) 0,22 Ом	3	
R2, R3, R17, R18, R19, R23	10 МОм 5% 0805	6	
R5, R6	180 кОм 5% 0805	2	
R7	360кОм 5% 0805	1	
R8,R9	20 кОм 5% 0805	2	
R10	720 кОм 5% 0805	1	
R11, R12	1 МОм 5% 0805	2	
R13	100 кОм 5% 0805	1	
R14	1 МОм 5% 0805	1	
R15, R16	150 кОм 5% 0805	2	
R21	20 кОм 5% 0805	1	
R22	1.4 МОм 5% 0805	1	
R24, R27, R28, R30, R32, R33	300 Ом 5% 0805	6	
R25, R26	4.7 кОм 5% 0805	2	
R29	10 Ом 5% 0805	1	
R31	150 Ом 5% 0805	1	
	<u>Аналогові мікросхеми</u>		
DA1, DA2	TS912IDT	2	
DA3	AD8232	1	
DA4	AD623	1	
	<u>Стабілізатори</u>		
UG1	AMS1117	1	
UG2	78L05	1	
	<u>Резонатор</u>		
ZQ1	10МГц 20пФ 1мВт	1	

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

1. Найменування і область використання.

Аналізатор моніторингу серцебиття. Орієнтований на сферу охорони здоров'я.

2. Основа для виконання роботи.

Основою для проектування є завдання на дипломний проект.

3. Мета і призначення розробки.

Метою розробки є схемотехнічне проектування апаратно – програмного комплексу електронної системи моніторингу життєвих показників людини. Система призначена для відстеження стану людини в режимі реального часу.

4. Технічні вимоги.

4.1.Вимоги до функціональних характеристик системи.

- мати малі габарити;
- використовувати малі потужності для роботи;
- мати резервну систему яку можна дуже легко переключити без втручання людей ззовні;
- Бути портативною, при цьому працювати в тих умовах, в яких перебуває людина на протязі дня;
- мати можливість в екстремному випадку працювати як стаціонарний ЕКГ (вивід даних на папір або комп'ютер).

4.2.Вимоги до надійності системи.

Час напрацювання за раптовими відмовами не менше 4 тис. годин.

4.3.Вимоги до технологічності.

Використання сучасної елементної бази з покращеними експлуатаційними характеристиками. Можливість виготовлення на обладнанні, до якого не потрібно залучати велику кількість людей.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>	<i>Аналізатор моніторингу серцебиття</i>	<i>Літ</i>	<i>Арк</i>	<i>Анквннв</i>
Розроб.		Скуратовський В.І						
Перевір.		Кобак М. М.					89	90
Т.контр.		Михайлов С. Р				«КПІ ім. Ігоря Сікорського», ФЕЛ, ЕПП, гр. ДЕ-пб1		
Реценз.		Лазебний В.С						
Н.контр.		Чадюк В.О.						
Затверд.		Писаренко Л.Д						

4.4.Вимоги до рівня уніфікації та стандартизації.

Використання технологій та елементів, регламентованих стандартами, прийнятими на території України. Максимально уніфікувати деталі.

5. Вимоги до складових частин виробу, сировини та експлуатаційних матеріалів.

Використовувати матеріали та компоненти серійного виробництва помірної вартості. Конструкція виробу має бути ремонтпридатною та забезпечувати можливість заміни елементів.

6. Результати роботи.

Робота повинна містити наступні документи:

- пояснювальну записку;
- схему електричну принципову;
- креслення друкованої плати;
- складальне креслення друкованої плати;
- перелік елементів;
- специфікацію;
- додатки.

					<i>ДП.171.061.007 ПЗ</i>	Апк
Змн	Апк	№ док-м.	Піппис	Дата		93

ДОДАТОК Е
«Специфікація»

Зона	Поз.	Позначення			Найменування	Кіл.	Прим.	
					Деталі			
	1	ДП.171.061.007 Е4			Друкована плата	1		
					Конденсатори			
	2				Конденсатор Hitano 100 нФ 0805	2	С2, С6	
	3				Конденсатор Hitano 0.22 мкФ 0805	2	С10, С11	
	4				Конденсатор Hitano 2.2 мкФ 0805	1	С16	
	5				Конденсатор Hitano 0.1 мкФ 0805	5	С14, С15, С17, С20, С21	
	6				Конденсатор Hitano 1.5 нФ 0805	1	С4	
	7				Конденсатор Hitano 10 нФ 0805	1	С5	
	8				Конденсатор Hitano 1 нФ 0805	1	С8	
	9				Конденсатор Hitano 0.33 нФ 0805	2	С12, С13	
	10				Конденсатор електролітичний jamicon 470 мкФ 16В	1	С1	
	11				Конденсатор електролітичний jamicon 220 мкФ 6,3В	1	С3	
	12				Конденсатор електролітичний jamicon 47 мкФ 16В	1	С7	
	13				Конденсатор електролітичний jamicon 100 мкФ 6,3В	1	С9	
	14				Конденсатор електролітичний jamicon 1000мкФ 16В	2	С18, С19	
	15				Конденсатор електролітичний jamicon 10 мкФ 25В	4	С22-С25	
					ДП.171.061.007 СП			
Зм.	Арк	№ докум.	Підп.	Дата				
Розроб.		Скуратовський В.І			«Аналізатор моніторингу серцебиття» Специфікація	Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Кобак М. М					1	4
Т.контр		Михайлов С.Р				«КПІ ім. І.Сікорського», ФЕЛ, ЕПП, гр. ДЕ-п61		
Реценз.		Лазебний В.С						
Н.контр		Чадюк В.О.						
Затверд.		Писаренко Л. Д						

Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кіл.	Прим.	
			Резистори			
	16		Варистор (або перемичка) 0,22 Ом	3	R1, R4, R20	
	17		10 МОм 5% 0805	6	R2, R3, R17, R18, R19, R23	
	18		180 кОм 5% 0805	2	R5, R6	
	19		360кОм 5% 0805	1	R7	
	20		20 кОм 5% 0805	2	R8,R9	
	21		720 кОм 5% 0805	1	R10	
	22		1 МОм 5% 0805	2	R11, R12	
	23		100 кОм 5% 0805	1	R13	
	24		1 МОм 5% 0805	1	R14	
	25		150 кОм 5% 0805	2	R15, R16	
	26		20 кОм 5% 0805	1	R21	
	27		1.4 МОм 5% 0805	1	R22	
	28		300 Ом 5% 0805	6	R24, R27, R28, R30, R32, R33	
	29		4.7 кОм 5% 0805	2	R25, R26	
	30		10 Ом 5% 0805	1	R29	
	31		150 Ом 5% 0805	1	R31	
			Діод			
	32		1N4148	1	VD1	
			ДП.171.061.007 СП			2
Зм.	Арк	№ докум.				

[illegible]

[illegible]

